

**ESTABLECIMIENTO DE CORRELACIÓN ENTRE LAS VARIABLES  
MAGNITUD DE VIBRACIONES Y ANÁLISIS BIOMECÁNICOS SOBRE LA  
COLUMNA LUMBAR DE LOS TRABAJADORES DEL SECTOR DE LA  
CONSTRUCCIÓN EN LA CIUDAD DE CALI**

**BLANYAILI PAREDES**

**UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE OCCIDENTE  
ESCUELA DE POSTGRADO  
MAESTRÍA EN HIGIENE Y SEGURIDAD INDUSTRIAL  
SANTIAGO DE CALI  
2015**

**ESTABLECIMIENTO DE CORRELACIÓN ENTRE LAS VARIABLES  
MAGNITUD DE VIBRACIONES Y ANÁLISIS BIOMECÁNICOS SOBRE LA  
COLUMNA LUMBAR DE LOS TRABAJADORES DEL SECTOR DE LA  
CONSTRUCCIÓN EN LA CIUDAD DE CALI**

**BLANYAILI PAREDES**

**Trabajo de grado para optar por el título de Magister en Higiene y Seguridad  
Industrial**

**Director  
Ing. Giovanni Arias Castro**

**UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE OCCIDENTE  
ESCUELA DE POSTGRADO  
MAESTRÍA EN HIGIENE Y SEGURIDAD INDUSTRIAL  
SANTIAGO DE CALI  
2015**

## **Nota de Aceptación**

Aprobado por el Comité de Grado en cumplimiento de los requisitos exigidos por la universidad Autónoma de Occidente para optar al título de Magister en Higiene y Seguridad Industrial.

Harvey Jaramillo  
\_\_\_\_\_  
Jurado

Ricardo Montero  
\_\_\_\_\_  
Jurado

Santiago de Cali, 24 de Noviembre de 2015

## CONTENIDO

	<b>Pág.</b>
RESUMEN	10
INTRODUCCIÓN	11
1. ANTECEDENTES	13
2. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	19
2.1. ENUNCIADO DEL PROBLEMA	19
2.2. FORMULACIÓN DEL PROBLEMA	20
3. OBJETIVOS	21
3.1. OBJETIVO GENERAL	21
3.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS	21
4. JUSTIFICACIÓN	22
5. MARCO TEÓRICO	24
5.1. DEFINICIÓN DE VIBRACIONES	24
5.2. PERCEPCIÓN DE LAS VIBRACIONES EN EL CUERPO HUMANO	27

5.3. ASPECTOS BIOMECÁNICOS GENERALES DE LA COLUMNA LUMBAR	34
5.4. MÉTODOS DE EVALUACIÓN FUNCIONAL	39
6. METODOLOGÍA	43
6.1. ETAPA 1: OBTENCIÓN DE VARIABLES DE ESTUDIO	43
6.2. ETAPA 2: CORRELACIÓN DE VARIABLES	46
7. RESULTADOS Y DISCUSIÓN	47
7.1. VARIABLE CINEMÁTICA	49
7.2. ACTIVIDAD MUSCULAR. VARIABLE A PARTIR DE ELECTROMIOGRAFÍA DE SUPERFICIE.	65
7.3. CORRELACIÓN DE VARIABLES	70
8. CONCLUSIONES	76
BIBLIOGRAFÍA	78
ANEXOS	85

## LISTA DE FIGURAS

	<b>Pág.</b>
Figura 1. Magnitudes Físicas de las Vibraciones	26
Figura 2. Ejes Basicéntricos	30
Figura 3. Efecto sobre el organismo de las Vibraciones de Cuerpo Entero	32
Figura 4. Disposición de la Columna Lumbar	35
Figura 5. Rango de movimientos de la columna lumbar	37
Figura 6. Movimiento de Flexión y Extensión Dorsolumbar y rangos normales de movilidad	37
Figura 7. Criterios de Confort de los Efectos de las Vibraciones	47
Figura 8. Curva normal o patrón obtenida para movimiento Flexión-Extensión	53
Figura 9. Curva Normal o patrón obtenida para movimiento de Inclínación	53
Figura 10. Curva Normal obtenida para movimiento de Rotación	54
Figura 11. Análisis comparativo entre población normal y expuesta para flexión	58
Figura 12. Análisis comparativo entre población normal y expuesta para extensión	59
Figura 13. Análisis comparativo entre población normal y expuesta para inclinación hacia la derecha.	60
Figura 14. Análisis comparativo entre población normal y expuesta para inclinación hacia la izquierda.	61
Figura 15. Análisis comparativo entre población normal y expuesta para rotación hacia la derecha.	62
Figura 16. Análisis comparativo entre población normal y expuesta para rotación hacia la izquierda.	63

Figura 17. Comparativo entre Activación Muscular Máxima. Músculo: E. Longísimo	67
Figura 18. Comparativo entre Activación Muscular Máxima.	68
Figura 19. Comparativo entre Activación Muscular Máxima.	69
Figura 20. Influencia de la Aw sobre la movilidad lumbar	71
Figura 21. Influencia de los años de experiencia sobre la movilidad lumbar	72
Figura 22. Influencia de la Aceleración de Vibración sobre la Actividad Muscular	74

## LISTA DE TABLAS

	<b>Pág.</b>
Tabla 1. Frecuencias de Resonancia para varias estructuras del cuerpo.	29
Tabla 2. Aceleración Ponderada en Frecuencia para la Población Muestral	48
Tabla 3. Datos comparativos para los movimientos cinemáticos en estudio o ROM	49
Tabla 4. Ángulos máximos para los movimientos en estudio en la Población Trabajadora Expuesta.	55
Tabla 5. Comparación entre Población Normal y Población Trabajadora Expuesta para los movimientos en estudio.	56
Tabla 6. Resumen de Distribución de la población expuesta respecto a las normales	63
Tabla 7. Actividad Muscular Máxima Normal	66
Tabla 8. Actividad Muscular Máxima para población expuesta	66
Tabla 9. Variables de Correlación	70
Tabla 10. Coeficiente de Correlación Aw frente a movilidad	71
Tabla 11. Coeficiente de Correlación Años de Experiencia frente a movilidad	73
Tabla 12. Coeficiente de Correlación Aw frente a Actividad Muscular	75



## LISTA DE ANEXOS

	<b>Pág.</b>
ANEXO A. ECUACIÓN PARA EL CÁLCULO DE TAMAÑO MUESTRAL	85
ANEXO B. EDADES Y MEDIDAS ANTROPOMÉTRICAS DE LOS INDIVIDUOS	86
ANEXO C. CONSENTIMIENTO INFORMADO	88
ANEXO D. EVALUACIÓN CINEMÁTICA (ROM) POBLACIÓN MUESTRAL NORMAL O NO EXPUESTA	91
ANEXO E. EVALUACIÓN CINEMÁTICA (ROM) POBLACIÓN TRABAJADORA EXPUESTA	92
ANEXO F. SEÑALES ELECTROMIOGRÁFICAS – POBLACIÓN NORMAL O NO EXPUESTA	94
ANEXO G. SEÑALES ELECTROMIOGRÁFICAS – POBLACIÓN TRABAJADORA EXPUESTA	96

## RESUMEN

El presente trabajo de investigación estudia la correlación entre la magnitud de aceleración ponderada en frecuencia  $A_w$  obtenida en un trabajo que antecede mediante la aplicación de la Norma ISO 2631-1:1997 para un grupo de trabajadores del sector de la construcción expuestos a Vibraciones de Cuerpo Entero (VCE), frente a los datos de evaluaciones cinemáticas de movilidad lumbar (ángulos máximos de flexión, extensión, inclinaciones laterales y rotación) y activación muscular de Erector Longísimo, Erector Iliocostal y Multifido por electromiografía de superficie a manera de predecir posibles afectaciones a la columna lumbar por exposición a este factor de peligro físico.

Para el análisis de los datos de las evaluaciones funcionales (cinemática de columna lumbar y electromiografía de superficie) se estableció una población patrón o normal de comparación y se determinó que los rangos de movilidad de la población trabajadora expuesta se encuentran por debajo de la normal lo que asocia a posibles afectaciones lumbares. De igual manera, se estableció el patrón para la actividad muscular respecto a la población trabajadora expuesta, la actividad eléctrica de esta fue menor lo que se consideró como muestra de actividad normal para los músculos en estudio.

La correlación entre  $A_w$  y las evaluaciones funcionales no generó dependencia lineal por lo que con los datos obtenidos en la investigación no se puede establecer un modelo predictivo que permita determinar afectación en la columna lumbar debido a exposición a Vibraciones de Cuerpo Entero. Un desarrollo metodológico y experimental más controlado podrá arrojar resultados satisfactorios.

**PALABRAS CLAVE:** Vibración de Cuerpo Entero. Aceleración Ponderada en Frecuencia. Evaluaciones Cinemáticas de Movilidad Lumbar. Biomecánica Lumbar. Cinemática de Columna Lumbar. Electromiografía de Superficie.

## INTRODUCCIÓN

La industria de la construcción en Cali presenta un auge significativo. El crecimiento de la ciudad, el desarrollo habitacional acelerado claramente visible y la modernización hace que sea un sector de mucha movilidad y de oportunidades de empleo; las labores en cuanto al uso de maquinarias pesadas (Motoniveladoras, Retroexcavadoras, Buldócers, Grúas, Vibrocompactadoras, entre otras) y herramientas, aceleran y mejoran el desempeño requiriendo cada vez menor esfuerzo físico por parte de los trabajadores. Sin embargo, no están exentos de factores de peligros físicos asociados a los mecanismos de las maquinarias que pueden generar en ellos enfermedades laborales, tal es el caso de las Vibraciones Mecánicas transmitidas a Cuerpo Entero o VCE, las cuales tienen alta probabilidad de generar lesiones a nivel de la columna lumbar.

El fenómeno físico de las Vibraciones de Cuerpo Entero ingresa al organismo de los trabajadores en posición de pie o sentado, debido a los movimientos producidos por las máquinas y a los desplazamientos en diferentes tipos de superficies. La teoría y estudios experimentales evidencian que sobre la columna lumbar se han de manifestar efectos a largo plazo por la acción de este factor de riesgo, tales como dolores lumbares, afectación en vértebras y discos lumbares, y si la aceleración de vibración es mayor a los valores permisibles para jornadas de trabajo de 8 horas:  $0,5 \text{ m/s}^2$  como valor de exposición diaria normalizado y  $1,15 \text{ m/s}^2$  como valor límite de exposición normalizado, consecuentemente los efectos sobre las personas también lo serán. Sin embargo, hay carencia al menos en la región, de estudios concretos desde el campo de la Seguridad y Salud en el Trabajo, que demuestren relación causa – efecto de las vibraciones de cuerpo entero sobre la columna lumbar que permitan tomar mejores acciones para el control del riesgo.

Con este trabajo de investigación se pretendió estudiar la relación de las VCE sobre la Columna Lumbar en una población muestral de trabajadores del sector de la construcción de Cali que manejan maquinarias pesadas, a partir de datos de aceleraciones ponderadas en frecuencia tomadas en cada puesto de trabajo respecto a registros de respuestas biomecánicas obtenidas mediante un Análisis Cinemático y otro de Activación Muscular por Electromiografía de superficie, que fueron comparados con una población considerada normal para determinar afectación sobre la columna.

Los resultados de este primer estudio de investigación en Cali no establecieron relación directa entre las variables consideradas mediante un análisis matemático de regresión lineal. Se hace necesaria una mayor población trabajadora expuesta

y características de inclusión más restrictivas para la población normal. Sin embargo, sirve de base para establecer en próximas investigaciones una metodología controlada que lleve a la búsqueda de métodos de control de riesgos para prevenir posibles daños a la columna lumbar de trabajadores del sector de la construcción expuestos a Vibraciones Mecánicas en Cuerpo Entero.

## 1. ANTECEDENTES

De la búsqueda de información con base de datos, artículos de internet, tesis y otra serie de publicaciones importantes, en un período de años que van desde el 2000 hasta el 2014, se ha podido evidenciar que existen investigaciones de interés que hacen referencia a la influencia de las vibraciones de cuerpo entero como un factor de riesgo a tener en consideración puesto que pueden desencadenar enfermedades laborales. Sin embargo, desarrollos investigativos con un enfoque similar al que se plantea en este proyecto referente al sector de la construcción no se han encontrado aunque algunos muestran metodologías interesantes.

De investigaciones internacionales, en el 2012 se publicó un trabajo realizado en los Estados Unidos basado en el estudio de la Vibración de Cuerpo Entero (VCE) en operadores de equipos pesados de carga frontal, la influencia de los tipos de tareas y la configuración de las ruedas (con o sin cadenas de tracción) desarrollado por Blood, Rynell y Johnson<sup>1</sup>. La metodología consistió en asignar tres tareas estandarizadas a un grupo de operadores y mediante un sistema portátil de adquisición de datos tri-axial se recogieron los datos para VCE siguiendo los estándares ISO 2631-1 y 2631-5; este procedimiento se repitió colocando en los neumáticos dos tipos de cadena de tracción. Los resultados arrojaron que el tipo de tarea influía significativamente en cuál de los ejes de medición era predominante en la determinación de la aceleración media de vibración, y también se mostró que las cadenas en los neumáticos aumentan la exposición a las vibraciones. El control sobre estas condiciones podrá evitar el desarrollo de dolores en la espalda baja.

En el 2010, Mani<sup>2</sup> y otros, realizaron una revisión crítica de un grupo de artículos (en total 5 cumplieron con los criterios de inclusión) a partir de una revisión sistemática de diferentes bases de datos, para determinar si la exposición ocupacional en postura sentado a VCE pueden afectar el rendimiento del equilibrio en pie en ambientes ocupacionales reales y simulados. Dos de los estudios se referían a trabajos en campos realizados con vehículos reales (un camión de mercancías y un bulldócer) y los otros tres fueron simulaciones en laboratorio de tres vehículos, dos tipos de camiones mineros y un helicóptero. Los resultados de tres estudios (dos de campo y uno de laboratorio) mostraron que pueden existir

---

<sup>1</sup> BLOOD R., RYNELL P., JOHNSON P. Whole-body vibration in heavy equipment operators of a front-end loader: Role of task exposure and tire configuration with and without traction chains. En: Journal of Safety Reserch, Estados Unidos. Diciembre, 2012, vol. 43, ediciones 5 – 6, p. 357-364.

<sup>2</sup> MANI Ramakrishnan. et al. The effect of occupational whole-body vibration on standing balance: A systematic review. En: International Journal of Industrial Ergonomics, Nueva Zelanda. Junio, 2010, n° 40, p. 698-709.

deficiencias en el balance de un trabajador después que sentados en los vehículos de trabajo se han expuesto a VCE pudiendo predisponer al operador a lesiones de la espalda baja.

De la Universidad de Minho en Portugal, Costa y Arezes<sup>3</sup> publicaron en el 2009 una investigación relacionada con la influencia de ciertas características de los operadores de montacargas (manejados de pie) en la exposición a vibración de cuerpo entero. Este estudio básicamente analizó la relación entre variables individuales entre las que destacan la experiencia, la destreza, la edad, el peso entre otras , y como influyeron incrementando los niveles de exposición a las vibraciones, ya que además de la vibración propia que genera el motor de la máquina y el tipo de superficie por la cual se desplaza, el manejo de este tipo de vehículos lleva a que los trabajadores adopten posturas inadecuadas como rotar el torso y el cuello lo que puede resultar en aumentar el riesgo de sufrir desórdenes lumbares y musculoesqueléticos de espalda.

La metodología usada en este desarrollo se basó en dos fases básicamente: una encuesta para determinar algunas características individuales de los operadores con auto-reportes de las posturas más comunes adoptadas a la hora de operar los montacargas, y una segunda fase en la cual se hicieron las mediciones de los niveles de vibración utilizando un analizador de vibraciones (SVAN 948). En esta etapa se siguieron los estándares que establece la ISO 2631-1:1997, pero comparando con los valores límites y de acción de la legislación que rige para los países de la Unión Europea (Decreto Ley N° 46/2006).

Una investigación interesante fue publicada en el 2009 por Ayari, Thomas, Doré y Serrus<sup>4</sup>, un grupo de investigadores franceses quienes en su proyecto titulado “Evaluación del riesgo de lesión en vértebra lumbar en el cuerpo humano sentado cuando se expone a vibración vertical” se plantearon como objetivo determinar los niveles de vibración que no excedan a las tensiones dinámicas correspondientes a las de la columna lumbar cuando se expone a vibraciones de cuerpo entero, y así identificar los posibles riesgos adversos en la salud de los conductores profesionales de equipos pesados.

---

<sup>3</sup> COSTA Nélon, AREZES Pedro. The influence of operator driving characteristics in whole-body vibration exposure from electrical fork-lift trucks. En: International Journal of Industrial Ergonomics, Portugal. 2009, no. 39, p. 34-38.

<sup>4</sup> AYARI, H., THOMAS M., DORÉ S., SERRUS O. Evaluation of lumbar vertebra injury risk to the seated human body when exposed to vertical vibration. En: Journal of Sound and Vibrations. 2009, no. 321, p. 454-470.

Utilizaron para ello una metodología basada en la generación de un modelo (por simulación en software) de elementos finitos paramétricos del rasquis lumbar (columna lumbar) con el fin de calcular ciertos parámetros, los esfuerzos dinámicos y fuerzas bajo excitaciones armónicas en una posición sentada. Esto fue validado mediante la comparación de las frecuencias naturales y de transmisión de vibraciones obtenidas experimentalmente con las que se encuentran en la literatura (las definidas en la ISO 2631-1). Los resultados mostraron que las áreas expuestas a riesgo de fracturas son el hueso esponjoso del cuerpo vertebral así como la placa terminal vertebral, y que la edad es factor determinante puesto que el riesgo se incrementa en la medida en que esta es mayor.

El siguiente trabajo de investigación, de un gran aporte teórico y metodológico para el estudio que se desarrolla, corresponde a Santos, Larivière, Delisle<sup>5</sup> y otros autores pertenecientes a un grupo de investigación en vibración canadiense el cual fue publicado en el 2008. Aquí se muestra como las vibraciones de cuerpo entero afectan el sistema sensoriomotor y potencialmente la estabilidad de la columna lumbar. Se simuló las posturas adoptadas por hombres trabajadores de la industria minera mientras recorrían las distancias de carga en los vehículos, utilizando una plataforma de fuerza, y mediante perturbaciones repentinas de vibración se evaluó equilibrio, respuesta reflejo de algunos músculos de la espalda (Longissimus a nivel de L1, Iliocostalis Lumbar en L3 y Multifidus en L5) y fatiga muscular a través de Electromiografía de superficie. Esta prueba logró demostrar que la actividad muscular aumenta cuando se está expuesto a vibración en una postura sentada, ya que fue comparada con la misma postura, pero sin perturbación por vibración. El estudio no arrojó resultados significativos respecto a la estabilidad de la columna. Lo que si aseveraron los autores es que cuando hay exposición a Vibraciones de Cuerpo Entero en sedente hay mayor riesgo de trastornos en la espalda baja.

El estudio que se describe a continuación tiene como base un análisis cinemático de la columna para evaluar parámetros de movilidad a través de un modelo biomecánico simple. La investigación realizada por Bazrgari<sup>6</sup> y otros en el 2008 ajustaron un modelo de elementos finitos de la columna vertebral representando las propiedades de dependencia no lineales de carga y dirección de los segmentos lumbares, la geometría compleja y musculatura de la columna, y las

---

<sup>5</sup> SANTOS Brenda, LARIVIÈRE Christian, DELISLE Alain. et al. Vibration Research Group, A laboratory study to quantify the biomechanical responses to whole-body vibration: The influence on balance, reflex response, muscular activity and fatigue [en línea]. En: International Journal of Industrial Ergonomics, 2008, Vol. 38, p. 626-639. [consultado 12 de Agosto de 2013]. Disponible en internet: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0169814108000322>

<sup>6</sup> BAZRGARI B. et al. Seated whole body vibrations with high-magnitud accelerations- relative roles of inertia and muscle force. En: Journal of Biomechanics, 2008, vol. 41, p. 2639-2646.

características dinámicas del tronco. La idea del proyecto era determinar si las aceleraciones de alta magnitud en la vibración del asiento, especialmente cuando se está cerca a la frecuencia de resonancia, exponen a la columna vertebral a grandes fuerzas e incrementan el riesgo de lesiones. Con señales electromiográficas fue posible analizar fuerzas musculares y cargas espinales; se evaluó la estabilidad del tronco lumbar por dos posturas, erguido y flexionado. Las aceleraciones de vibración medidas tenían una fuerza de choque de 4g (g: aceleración de gravedad de 9,8 m/s) con frecuencias entre 4 y 20 Hz. Las cargas espinales máximas se obtuvieron a frecuencias de excitación de 4 Hz lo que representó fuerzas musculares superiores. Este estudio permitió demostrar el papel importante de los músculos en la biodinámica del tronco y los riesgos asociados a los daños de la espalda

Una revisión conceptual realizada por Seidel<sup>7</sup> en el 2005 permite identificar los factores que pueden determinar los efectos de las vibraciones en cuerpo entero en la columna vertebral. Una de las principales actividades evidenciadas fue la selección de aquellos estudios que describían factores que realmente pudiesen generar una relación cuantitativa exposición – efecto. Plantea por ejemplo que Estudios Epidemiológicos, en grupos controles, con datos de magnitud y duración de la exposición a VCE, metodologías específicas, entre otras variables llevaron a la conclusión de que las VCE, intensas y a largos plazos pueden afectar la columna y fomentar el dolor en la espalda baja, además de consecuencias secundarias como un cambio degenerativo primario de las vértebras o discos. Sin embargo, este mismo autor, exponiendo las conclusiones de Brinckmann, contradice la aseveración anterior, pues plantea que si la aceleración máxima de vibración se mantiene bajo ciertos límites y los asientos para los operadores se amortiguan (aquí se plantean controles para el riesgo), la VCE no tiene ningún efecto considerable en la columna. Otros tipos de estudios evaluados por Seidel en este artículo tienen que ver con la relación de factores como: aceleraciones auto – generadas y su importancia sobre el control muscular, datos experimentales in vivo e in vitro relacionados mediante simples modelos biomecánicos y estudios con modelos predictivos.

De todo este análisis de recopilación de artículos, el autor llegó a la conclusión que si se pretenden obtener relaciones cuantitativas exposición – efecto lo mejor es tratar con datos experimentales in vitro (parámetros controlados) combinados a modelos de elementos finitos basados en anatomía; los modelos predictivos son útiles cuando se quiere estimar los efectos de los métodos de prevención y para evaluar los diseños de los fabricantes; algunos factores que demandan mayor

---

<sup>7</sup> SEIDEL Helmut. On the relationship between Whole – body Vibrations exposure and spinal health risk. [en línea]. En: Industrial Health, 2005, Vol. 43, p 361-367. [consultado 4 de Noviembre de 2014]. Disponible en: [https://www.jniosh.go.jp/en/indu\\_hel/pdf/43-3-2.pdf](https://www.jniosh.go.jp/en/indu_hel/pdf/43-3-2.pdf)



estudio pues generan incertidumbre son: la falta de conocimiento sobre los efectos de las Vibraciones en Cuerpo Entero en los ejes  $x$  y  $y$ , características de acoplamiento entre el hombre y el asiento, importancia de las posturas y más estudios sobre actividad muscular.

Otro artículo de interés trata sobre la respuesta mioeléctrica de los músculos de espalda a las vibraciones de cuerpo entero sometidos a magnitudes diferentes y posturas diferentes, y fue desarrollado en el Instituto Federal para la Seguridad y Salud Ocupacional en Berlín – Alemania por Blüthner, Seidel y Hinz<sup>8</sup> en el 2002. Se utiliza la Electromiografía para estimar las fuerzas de seis músculos de la espalda (Trapezio, Iliocostal torácico, Iliocostal Lumbar, Longísimo torácico, Longísimo lumbar y Multifidus) en 38 sujetos que se sometieron a Vibraciones de Cuerpo Entero, en tres posturas diferentes: relajado, erguido e inclinado hacia adelante. La perturbación de vibración se hizo mediante el uso de un vibrador electrohidráulico adaptado a una plataforma para apoyar los pies, un asiento duro y sin espaldar y un volante; la idea era simular una excavadora hidráulica. Este estudio no logró el esperado en lo que respecta a la relación de respuesta mioeléctrica respecto a vibración en cuerpo entero, sin embargo muestra una metodología interesante.

En el 2000, el Institute of Sound and Vibration Research de la Universidad de Southampton<sup>9</sup> publicó un estudio sobre la no linealidad en la masa aparente y transmisibilidad durante la exposición a vibración en cuerpo entero. Se llegó a la conclusión de que cuando el cuerpo humano es sometido a vibración vertical, en la medida en que se incrementa la magnitud de la vibración, se presenta una significativa reducción en la frecuencia de resonancia tanto de la masa aparente como de la transmisibilidad. Esto se contrapone a lo que establece la ISO 2631, la cual asume que la respuesta dinámica del cuerpo es lineal respecto a la magnitud de vibración.

Ahora bien, como estudio previo a la presente investigación, del cual se han tomado los datos de aceleración media ponderada ya que se utilizó la misma población trabajadora, Chávez y Urrego<sup>10</sup> aplicaron la metodología de la norma

---

<sup>8</sup> BLÜTHNER R., SEIDEL H., and HINZ B. Myoelectric Response of back muscles to vertical random whole-body vibration with different magnitudes at different postures. En: Journal of Sound and Vibration, Alemania, 2002, Vol. 253 no.1, p 37-56.

<sup>9</sup> MASNSFIELD Neil, GRIFFIN Michael. Non-linearities in apparent mass and transmissibility during exposure to whole-body vertical vibration. En: Journal of Biomechanics. 2000, n° 33, p. 933-941.

<sup>10</sup> CHAVEZ Cristian, URREGO Ana. Aplicación de la Norma ISO 2631 para la medición de las Vibraciones de Cuerpo Entero en los trabajadores del sector de la construcción de la ciudad de Cali. Pasantía de Investigación Ingeniero Industrial. Santiago de Cali: Universidad Autónoma de Occidente. Facultad de Ingeniería. 2014.p. 146

ISO 2631 a un grupo de trabajadores del sector de la construcción de la ciudad de Cali, tomando las aceleraciones de vibración mediante un equipo VI-400 PRO. Los resultados arrojaron que para la mayoría de los trabajadores bajo estudio, los datos superan los límites permisibles, por tanto proponen como medidas de control: tiempos mínimos de exposición, capacitaciones en el manejo de maquinarias y mantenimiento de las máquinas y equipos.

Por otra parte, en la Universidad Autónoma de Occidente en el año 2012 Clavijo<sup>11</sup> desarrolla un trabajo denominado “Diagnóstico, evaluación y análisis de las vibraciones transmitidas en los trabajadores por máquinas, herramientas portátiles y sus posibles efectos en la salud, en empresas del sector metalmeccánico de la ciudad de Santiago Cali”, es un enfoque para la industria metalmeccánica, y se centra en vibraciones que entran al cuerpo a través de las extremidades.

Los resultados del mismo no revelaron una influencia significativa de las dosis de vibraciones emitidas por máquinas pulidoras usadas en las empresas puesto que en ningún momento los valores de aceleraciones equivalentes se acercaron al Valor Límite Permissible, por lo que en conclusión no representan peligro para la salud de los trabajadores. Se destaca de este proyecto el tomar como referencia lo establecido en la Norma ISO 5349-2 de 2001, para la configuración del equipo de medición; la selección de la población muestral en función a entrevistas realizadas en la empresa para determinar las áreas más expuestas a vibraciones transmitidas por manos.

---

<sup>11</sup> CLAVIJO IZQUIERDO, Juan P. Diagnóstico, evaluación y análisis de las vibraciones transmitidas en los trabajadores por máquinas, herramientas portátiles y sus posibles efectos en la salud, en empresas del sector metalmeccánico de la ciudad de Santiago Cali. Tesis de Grado Ingeniero Industrial. Santiago de Cali: Universidad Autónoma de Occidente. Facultad de Ingeniería. 2012. P. 99

## **2. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA**

### **2.1. ENUNCIADO DEL PROBLEMA**

El fenómeno físico de Vibraciones Mecánicas está presente en muchas de las actividades laborales, generando afectaciones importantes en la salud, confort y desempeño de los colaboradores. Cuando se trata de Vibraciones en Cuerpo Entero, debido a la posición de pie o sentado y al movimiento producido por maquinarias y sus desplazamientos, una de las partes del cuerpo mayormente involucrada es la Columna Lumbar, en la cual pueden generarse irregularidades y lesiones de consideración. Debido a las características propias de las labores que se realizan en el sector de la construcción con el manejo de maquinarias pesadas, el factor de riesgo mecánico por Vibraciones en Cuerpo Entero está muy presente siendo de gran interés para el análisis de su influencia sobre la Columna Lumbar.

Las empresas, en su afán de brindar ambientes de trabajos confortables, seguros y cuidar la salud de sus colaboradores, realizan constantemente evaluación de peligros y valoración de riesgos tratando de tomar las mejores acciones para evitar que los niveles de afectación sean lo menor posibles, además de buscar cumplimiento y calidad en los procesos productivos. Sin embargo, para que estas acciones sean eficientes y eficaces se hace necesario conocer cuantitativamente la relación causa – efecto de estas condiciones a través de estudios epidemiológicos, relación de variables involucradas en el fenómeno y generación de estadísticas que conduzcan a una trazabilidad para estudio en el tiempo, como muestra una investigación desarrollada en la ciudad de Bogotá en el 2009 por Fajardo <sup>12</sup> quien analiza las principales afectaciones en la salud de los trabajadores del sector de la construcción, mostrando que el 6% presenta alteraciones en la columna lumbar.

Se conoce que las Vibraciones en Cuerpo Entero pueden afectar la columna lumbar, y a través de metodologías como la que se expone en la ISO 2631 donde se cuantifican los niveles de exposición laboral de este fenómeno físico de acuerdo a: la salud, el confort, la percepción y el malestar, es posible desarrollar buenos controles, pero hay escases de este tipo de registros, al menos para el sector de la construcción en la ciudad de Cali, lo que lleva a suponer deficiencias en la evaluación e intervención de este peligro.

---

<sup>12</sup> FAJARDO ZAPATA., Alvaro. L. et al. Estado de salud de los trabajadores del sector de la construcción en Bogotá Colombia [en línea]. En: Ciencia & Trabajo. Bogotá, 2010, n° 38, p. 410-413. [consultado 20 de Mayo de 2014]. Disponible en internet: <http://www.cienciaytrabajo.cl/pdfs/38/pagina410.pdf>

Es por ello que siendo desconocidos en el sector de la construcción en Cali los posibles efectos que las vibraciones de cuerpo entero generan en la salud trabajadores, principalmente en la columna lumbar, se hace necesario realizar estudios cuantitativos que lleven a la obtención de datos experimentales y relacionables de aceleraciones de vibración respecto a afectaciones sobre la columna lumbar

## **2.2. FORMULACIÓN DEL PROBLEMA**

De acuerdo con lo anterior, la naturaleza de los efectos de las vibraciones impacta de forma directa en la salud de los trabajadores, y ocasiona altos niveles de ausentismo y bajos niveles de productividad en éstos. Pero lo más grave, es que al no tener evidencias relacionadas con estadísticas y estudios epidemiológicos, las enfermedades originadas por las vibraciones pueden ser catalogadas enfermedades comunes sin establecerse la relación directa con su verdadero origen en los procesos productivos del sector de la construcción, afectando de esta forma la integridad física y económica de las personas que trabajan en este sector. Por lo tanto, este proyecto tiene como finalidad dar respuesta a las siguientes inquietudes:

¿Las maquinarias utilizadas en el sector de la construcción generan un nivel tal de vibraciones que afecta la columna lumbar de los colaboradores?

¿Con pruebas de electromiografía y estudios cinemáticos en la columna lumbar de los trabajadores comparándolas con una población normal se puede conocer el efecto de las vibraciones sobre esta parte del cuerpo humano?

¿Existe una relación entre la intensidad de las vibraciones y ciertas afectaciones en la columna lumbar de los colaboradores del sector de la construcción?

### **3. OBJETIVOS**

#### **3.1. OBJETIVO GENERAL**

Establecer una relación entre las magnitudes de aceleración de vibración en cuerpo entero generadas por las maquinarias usadas en empresas del sector de la construcción de la ciudad de Cali respecto a evaluaciones cinemáticas y electromiográficas sobre la Columna Lumbar, que sirva para determinar los riesgos por exposición a dichas vibraciones sobre los trabajadores de este sector productivo.

#### **3.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS**

- Evaluar los datos experimentales de aceleración ponderada en frecuencia tomados para un grupo de trabajadores de la ciudad de Cali llamado “Población del sector de la construcción expuesto a vibraciones” considerada como variable a relacionar.
- Analizar y comparar los registros cinemáticos y electromiográficos tomados a dos poblaciones muestrales (normales y expuestos) para determinar si existe algún nivel de afectación en movilidad sobre la columna lumbar.
- Determinar relación entre la aceleración ponderada en frecuencia con las respuestas biomecánicas y electromiográficas para predecir algún comportamiento de la columna lumbar y su respuesta ante el riesgo de exposición a vibraciones de cuerpo entero por el uso de maquinarias del sector de la construcción.

#### 4. JUSTIFICACIÓN

En la industria de la construcción colombiana cada vez se incrementa el número de enfermedades profesionales producto de los diversos peligros a los que se exponen diariamente los trabajadores, siendo esto comprobable por la estadística que presenta Fasecolda<sup>13</sup> para el año 2011, donde no sólo se evidencia que en 10 años (estadísticas desde el año 2000 hasta el 2010) aumentó considerablemente en el número de enfermedades respecto a la labor para este sector, sino que en términos generales, la región Valle del Cauca es la que más enfermedades laborales registra.

De los factores de riesgos presentes para los trabajadores de este sector, las vibraciones transmitidas a cuerpo entero podría ser uno de los principales, debido a las características propias de la industria respecto al uso de maquinarias que las ocasionan, encontrándose en la literatura y en varias investigaciones que la columna lumbar puede verse afectada en gran medida, y traducirse en Enfermedad Laboral, siendo poca la estadística y los estudios epidemiológicos que demuestren en Cali esta relación causa-efecto.

Las enfermedades laborales asociadas a la exposición de vibraciones de cuerpo entero son variadas, y van desde malestares, reflejados en los puntos de entrada de la vibración al cuerpo, interferencias o disminución en la capacidad de coordinación de las actividades, alteraciones fisiológicas, hasta riesgo en la salud de la columna vertebral traducido en dolores lumbares con posibilidad de alteración degenerativa de las vértebras y discos intervertebrales, como dislocación de los discos lumbares y deficiencias en la movilidad. A estas últimas afectaciones en columna, se enfoca el presente proyecto.

Al relacionar las magnitudes de vibración en cuerpo entero o aceleraciones ponderadas en frecuencia respecto a análisis cinemáticos y electromiográficos de columna lumbar, como objetivo fundamental de esta investigación, se pretende predecir riesgos a los que se exponen los trabajadores de la construcción producto de las vibraciones transmitidas en cuerpo entero.

---

<sup>13</sup> FEDERACION DE ASEGURADORES COLOMBIANOS - FASECOLDA. Estadísticas de riesgos profesionales. Enfermedades Profesionales 2000 – 2010 [en línea]. [consultado 17 de Septiembre de 2013]. Disponible en internet: <<http://www.fasecolda.com/fasecolda/BancoMedios/Documentos%20Office/enfermedad%20profesional%202000-2010b.xls>>

Los principales beneficiarios de este proyecto serán entonces:

- Las Empresas del Sector de la Construcción: porque podrán tener evidencia de la relación causa-efecto de las vibraciones de cuerpo entero y de cómo puede afectar en la columna lumbar, tomando así las más acertadas medidas de control para la prevención y cuidado de la salud de sus trabajadores.
- Los Trabajadores: porque tendrán claridad del riesgo al que se exponen con lo cual se verán comprometidos consigo mismos y con la empresa a desempeñar trabajos seguros siguiendo las medidas preventivas establecidas; sentirán que la empresa se preocupa por su bienestar y seguridad.
- La Universidad Autónoma de Occidente: porque generará una alternativa que motive a continuar con más investigaciones para determinar los factores de riesgo por vibraciones en cuerpo entero de gran utilidad para las empresas del sector de la construcción e inclusive de otras en las que esté presente este factor de riesgo para la región del Valle del Cauca.

## 5. MARCO TEÓRICO

Cuando se transmiten movimientos oscilatorios al cuerpo humano desde cualquier tipo de estructura, sea un asiento, el suelo o algún sistema que se agarre, se está en presencia de vibraciones. Diariamente, trabajadores del sector de la construcción se exponen a este fenómeno físico lo que puede resultar en afectaciones a la salud de varias zonas del cuerpo, como es el caso de la columna lumbar. Debido al interés de generar estudios que aporten datos cuantitativos para establecer buenas medidas en el control ante los peligros físicos, un análisis de evaluaciones biomecánicas realizadas en columna correlacionadas a las magnitudes de aceleración de vibración generadas por maquinarias que se utilizan en el sector de la construcción, permitirá determinar una relación causa –efecto de estas variables, tal y como se plantea en el presente trabajo de investigación.

Se hace importante entonces presentar un marco conceptual que permita dar a conocer de manera clara las bases teóricas sobre las que se desarrolla el trabajo.

### 5.1. DEFINICIÓN DE VIBRACIONES

Se puede comenzar definiendo básicamente este fenómeno físico como los movimientos oscilatorios (hacia adelante y hacia atrás) de las estructuras, de los sistemas mecánicos o de sus componentes<sup>14</sup>, o por aquel movimiento que se repite periódicamente como una manifestación de la energía que se traduce en oscilaciones de las partículas que constituyen a la materia; oscilaciones que se propagan desde un foco de origen a través de un medio físico cualquiera<sup>15</sup>, gaseoso, líquido o sólido. Las vibraciones son causadas siempre por fuerzas no continuas, esto es, fuerzas que puedan ser oscilatorias en magnitud o dirección, o fuerzas que se aplican o liberan de repente. Todos los cuerpos con masa y elasticidad son capaces de vibrar, de tal manera que la mayoría de las máquinas y estructuras incluyendo el cuerpo humano experimentan vibración<sup>16</sup>.

---

<sup>14</sup> HENAO ROBLEDO, Fernando. Riesgos Físicos I: ruido, vibraciones y presiones anormales. Colombia, Ecoe Ediciones, 2007, p 119.

<sup>15</sup> SANTURIO DÍAZ, José M., FERRERA CUERVO, Amanda, LÓPEZ ARIAS Víctor M. Exposición a vibraciones globales en maquinaria de obra pública [en línea]. España. Universidad De Oviedo, 2003. [consultado 26 de septiembre de 2014]. Disponible en internet: <<http://higieneyseguridadlaboralcvs.files.wordpress.com/2012/08/exposicic3b3n-a-vibraciones-en-maquinaria-de-obra-pc3bablica.pdf>>

<sup>16</sup> BENÍTEZ GONZÁLEZ, Norma A. Medición y análisis de señales de vibraciones mecánicas y su efecto en la salud y el confort [en línea]. Tesis de Maestría. México: Centro de investigación en computación, Instituto Politécnico Nacional, 2012. p. 9. [consultado 18 de Octubre de 2014]. Disponible en Internet: <http://www.saber.cic.ipn.mx/cake/SABERsvn/trunk/Repositorios/webVerArchivo/1550/2>



Esos movimientos periódicos que describen las vibraciones pueden ser desde armónicos simples a extremadamente complejos y están caracterizados principalmente por su “período”, es decir, repetición del movimiento en un intervalo de tiempo. Existen otras magnitudes físicas involucradas, las cuales se conceptualizan a continuación.

**5.1.1. Características o magnitudes de las vibraciones.** Las siguientes magnitudes también definen las vibraciones:

**5.1.1.1. Frecuencia.** Esta se define como el número de veces que se repite una vibración en un intervalo de tiempo, siendo sus unidades de medida los ciclos/segundo es decir, Hertz<sup>17</sup>. Tanto la aceleración como el desplazamiento se encuentran afectadas por la frecuencia.

**5.1.1.2. Amplitud.** Se puede entender como la cantidad de movimiento que puede tener una masa desde una posición neutral<sup>18</sup>, representando la intensidad de la vibración así como su severidad. Se mide en metros (m), milímetros (mm) o nanómetros (nm). También se puede entender como el valor máximo que puede alcanzar la perturbación en un punto.

**5.1.1.3. Aceleración.** Es una medida que permite establecer lo rápido que varía la velocidad del cuerpo en movimiento, siendo entonces, el cambio de la misma en un segundo. Se mide en metros por segundos al cuadrado ( $m/s^2$ ). Cuando se trata de vibraciones es seguro que esta magnitud es siempre medida<sup>19</sup>.

---

<sup>17</sup> MARTÍNEZ RICO, José M. Fundamentos de Vibraciones Mecánicas. Definiciones y Terminología. [en línea]. México: Facultad de Ingeniería Mecánica Eléctrica y Electrónica, Universidad de Guanajuato. p. 4. [consultado 18 de Octubre de 2013]. Disponible en internet: <http://www.ingenierias.ugto.mx/profesores/chema/documentos/Vibraciones%20Mec%C3%A1nicas/FundamentosdeVibraciones.pdf>

<sup>18</sup> Curso de Análisis de Vibraciones. Vibración Simple [en línea]. España: SINAIS Ingeniería de Mantenimiento, 2013 [Consultado 18 de Octubre de 2013]. Disponible en internet: [http://www.sinais.es/Recursos/Curso-vibraciones/fundamentos/vibracion\\_simple.html](http://www.sinais.es/Recursos/Curso-vibraciones/fundamentos/vibracion_simple.html).

<sup>19</sup> MENÉNDEZ DÍEZ, Faustino. Higiene Industrial: manual para la formación del especialista [en línea]. España, Lex Nova, 2008, p. 338. [Consultado 18 de Octubre de 2013]. Disponible en Internet: [https://books.google.com.co/books?id=JHIJRMFBCjQC&pg=PA338&lpg=PA338&dq=concepto+de+aceleraci%C3%B3n+de+vibraci%C3%B3n&source=bl&ots=kWsF4Usyds&sig=LSH5pefK2QL\\_RWweZunH2govTdM&hl=es-419&sa=X&ei=p3PZVKe8LoW4ggSepYMQ&ved=0CFAQ6AEwCQ#v=onepage&q=concepto%20de%20aceleraci%C3%B3n%20de%20vibraci%C3%B3n&f=false](https://books.google.com.co/books?id=JHIJRMFBCjQC&pg=PA338&lpg=PA338&dq=concepto+de+aceleraci%C3%B3n+de+vibraci%C3%B3n&source=bl&ots=kWsF4Usyds&sig=LSH5pefK2QL_RWweZunH2govTdM&hl=es-419&sa=X&ei=p3PZVKe8LoW4ggSepYMQ&ved=0CFAQ6AEwCQ#v=onepage&q=concepto%20de%20aceleraci%C3%B3n%20de%20vibraci%C3%B3n&f=false)

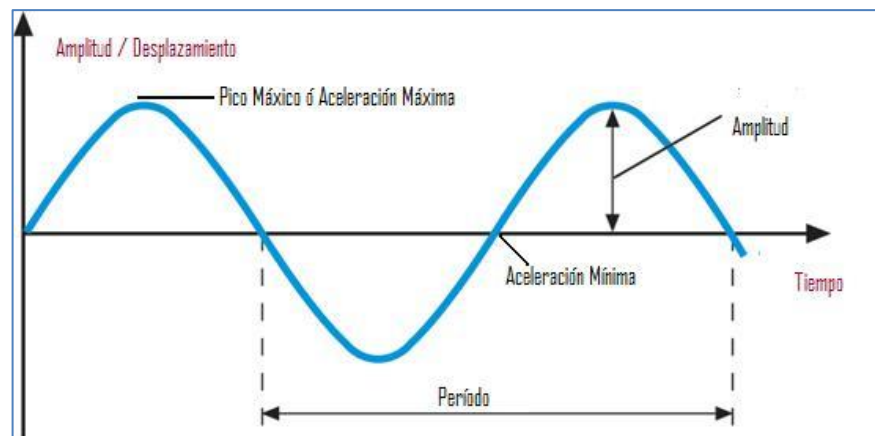
**5.1.1.4. Velocidad.** Es el desplazamiento de la partícula vibrante en un segundo. Se mide en metros por segundo (m/s).

**5.1.1.5. Dirección.** En cualquiera de las direcciones espaciales es posible que se produzca una vibración, es decir, descomponerse en las direcciones lineales (x, y, z) o en las rotacionales, las cuales si están sobre el eje x ( $r_x$ ) se llaman balanceo, si están sobre el eje y ( $r_y$ ) se llaman cabeceo y si están sobre el eje z ( $r_z$ ) se llaman deriva<sup>20</sup>.

**5.1.1.6. Duración.** Llamado también tiempo de exposición, del cual dependen los efectos de las vibraciones. Es importante señalar que el efecto producido es proporcional a la dosis recibida y esta a su vez lo es a la concentración ambiental y al tiempo de exposición<sup>21</sup>.

De este conjunto de características que definen las vibraciones, en la figura que se muestra a continuación pueden verse gráficamente las más determinantes.

**Figura 1. Magnitudes Físicas de las Vibraciones**



**5.1.2. Clasificación de las Vibraciones.** Es dependiente de las características propias y de manifestación de las mismas, por tanto se puede decir que las vibraciones mecánicas se pueden clasificar de la siguiente manera<sup>22</sup>:

<sup>20</sup> Ibid., p. 342

<sup>21</sup> Ibid., p. 342

<sup>22</sup> Vibraciones. Clasificación y efectos de la exposición [en línea]. [Consultado 10 de Septiembre del 2013]. Disponible en: <http://www.uhu.es/servicio.prevencion/menuservicio/info/higiene/vibraciones.pdf>

**5.1.2.1. Según la parte del cuerpo que la afecta.** *Globales*: afectan el cuerpo en su totalidad. *Parciales*: afectan a subsistemas del cuerpo. Las más conocidas son las vibraciones mano-brazo.

**5.1.2.2. Según sus características físicas.** *Libres, periódicas o sinusoidales*: se dan cuando existen fuerzas externas que modifican la amplitud de las sucesivas ondas. *No Periódicas*: son fenómenos transitorios (golpes, choques, etc.) en los que se produce una descarga de energía en un corto período de tiempo. *Aleatorias*: se dan cuando el movimiento de las partículas es irregular, debiendo describirse a partir de funciones estadísticas.

**5.1.2.3. Según su Origen.** *Producidas en procesos de transformación*: Las interacciones producidas entre las piezas de la maquinaria y los elementos que van a ser transformados, generan choques repetidos que se traducen en vibraciones materiales y estructuras, su transmisión se efectuará directamente o a través de medios de propagación adecuados. Ejemplo de este tipo son las originadas por prensas, tronzadoras, martillos neumáticos. Generadas por el funcionamiento de la maquinaria o los materiales: dentro de este grupo encontramos las producidas como consecuencia de fuerzas alternativas no equilibradas como motores, alternadores, útiles percutores, las provenientes de irregularidades del terreno sobre el que circulan los medios de transporte. *Debidas a fallos de las máquinas*: fallos de concepción, de utilización, de funcionamiento o de mantenimiento generadores de fuerzas dinámicas, susceptibles de generar vibraciones. Las más frecuentes se producen por tolerancias de fabricación, desgastes de superficies, desequilibrios de elementos giratorios, cojinetes defectuosos, falta de lubricación.

Hablar de Vibraciones en el campo de la Seguridad y Salud en el Trabajo es hacer énfasis en su clasificación de acuerdo a como se percibe en el cuerpo humano, pues es en este sentido el desarrollo del presente trabajo de investigación.

## **5.2. PERCEPCIÓN DE LAS VIBRACIONES EN EL CUERPO HUMANO**

No es mediante un órgano único que se perciben las vibraciones en el cuerpo humano, sino que cada sistema que lo compone, percibe y responde de manera diferente<sup>23</sup>, ya que como toda estructura mecánica, existen muchas frecuencias de resonancia para las cuales el cuerpo humano es capaz de responder, que varían

---

<sup>23</sup> BENÍTEZ. Op. cit., p. 11

de una persona a otra dependiendo de factores físicos y características individuales<sup>24</sup>. Por tanto, “El término “Vibraciones Humanas” se define como el efecto de la exposición a vibraciones mecánicas en el cuerpo humano y existen dos tipos principalmente: vibraciones en cuerpo entero y vibraciones en extremidades superiores”<sup>25</sup>. Para el caso del presente proyecto, se tratará exclusivamente de Vibraciones en Cuerpo Entero.

**5.2.1. Vibraciones en Cuerpo Entero.** Es común que toda persona experimente en su día a día vibraciones en todo el cuerpo debido al contacto con superficies que vibran, como por ejemplo al desplazarse de la casa al trabajo en transporte público o en vehículo particular. Ciertos ambientes o condiciones de trabajo, como en el caso del sector de la construcción, los trabajadores se encuentran expuestos a vibraciones de cuerpo entero, motivado a la presencia de algún tipo de movimiento producido por las maquinarias, los desplazamientos, etc. La exposición más común a vibraciones y choques fuertes suele darse en vehículos todo terreno, que incluye maquinarias de movimientos de tierra como retroexcavadoras, buldócers, palas grúas, camiones de cargas entre otras muy usados en este sector.

De las Vibraciones en Cuerpo Entero, puede decirse que “Son aquellas que se transmiten al cuerpo del trabajador principalmente a través del asiento desde el que maneja el vehículo o máquina generadora de vibración”<sup>26</sup>. Esta definición indica que mayormente esta exposición es debido a posturas sedentes, pero cuando los trabajos se realizan sobre o apoyados en superficies vibrantes la transmisión es a través de los pies<sup>27</sup>. El fenómeno físico representa riesgos para la seguridad y salud de los trabajadores.

---

<sup>24</sup> KUMAR, S. Theories of musculoskeletal injury causation. Department of Physical Therapy, University of Alberta. Canadá. En: Ergonomics, 2001, vol. 44, p.17.

<sup>25</sup> BRÜEL AND KJAER. Human Vibrations. 1989. Citado por BENÍTEZ G., N. A. Medición y análisis de señales de vibraciones mecánicas y su efecto en la salud y el confort. Tesis de Maestría. México: Centro de investigación en computación, Instituto Politécnico Nacional, 2012. p. 11.

<sup>26</sup> FERNÁNDEZ BERNANGA, Marcos et al. Muestreo y Evaluación de la Exposición a las Vibraciones Mecánicas en el Sector de la Construcción [en línea]. Seguridad y Medio Ambiente. España, 2010. p. 28. [consultado 22 de Octubre de 2013]. Disponible en Internet: <<http://www.mapfre.com/fundacion/html/revistas/seguridad/n117/articulo2.html>>

<sup>27</sup> HUERTA, Antonio de la Iglesia. Vibraciones: vigilancia de la salud en trabajadores expuestos [en línea]. Notas Técnicas de Prevención 963. Instituto Nacional de Seguridad e Higiene en el Trabajo. España.[consultado 22 de Octubre de 2013]. Disponible en Internet: <http://www.insht.es/InshtWeb/Contenidos/Documentacion/NTP/NTP/Ficheros/961a972/ntp963w.pdf>

Para describir el modo en el que la vibración produce movimiento en el cuerpo suelen utilizarse dos respuestas mecánicas<sup>28</sup>: *La Transmisibilidad*, la cual indica la fracción de la vibración que se transmite y es dependiente de la frecuencia de vibración, el eje de vibración y la postura del cuerpo, alcanzando frecuencias máximas entre los 3 y 10 Hz, y *La Impedancia*, que indica la fuerza que se requiere para que el cuerpo se mueva a cada frecuencia, depende de la masa corporal y se pueden presentar a frecuencias de resonancia cerca de los 5 Hz<sup>29</sup>

Las frecuencias de resonancia de varias partes del cuerpo se resumen a continuación:

**Tabla 1. Frecuencias de Resonancia para varias estructuras del cuerpo.**

Frecuencia (Hz)	Estructura del cuerpo
3 – 4	Resonancia en las vértebras cervicales del cuello
4	Pico de resonancia en las vértebras lumbares (parte superior del torso)
5	Resonancia en la cintura escapular
20 – 30	Resonancia entre cabeza y hombros
60 – 90	Resonancia en ojos

**Fuente:** Guía para la presentación de proyectos de investigación científica y tecnológica DlyDT-5. Investigador Principal: Giovanni Arias Castro.

Por las características de transmisión propias de esta magnitud, una de las áreas laborales mayormente afectadas es la de construcción, sin embargo en labores agrícolas, de transporte, aeronáutica, y otras donde hay exposición a superficies que vibran, también son fuertemente percibidas. Los efectos agudos es decir los que pueden verse en cortos períodos de tiempo, tales como fatiga, discomfort y disminución de la productividad, son aquellos en los que se han enfocado principalmente los estudios que tratan sobre los efectos de las vibraciones<sup>30</sup>.

**5.2.2. Medición de las Vibraciones en Cuerpo Entero.** Para la evaluación y medición de vibraciones de cuerpo entero, se utiliza un estándar establecido por

<sup>28</sup> SEIDEL Helmut y GRIFFIN, Michael. Vibraciones de Cuerpo Completo. Enciclopedia de Salud y Seguridad en el Trabajo [en línea]. Capítulo 50, p 50.3. [consultado 22 de Octubre de 2013]. Disponible en internet: <http://www.insht.es/InshtWeb/Contenidos/Documentacion/TextosOnline/EnciclopediaOIT/tomo2/50.pdf>

<sup>29</sup> HUERTA. Op. cit., p. 2

<sup>30</sup> MENÉNDEZ. Op. cit., p. 358

ISO (International Organization for Standardization), la Norma ISO 2631-1:1997, la cual establece los métodos que permiten medir las vibraciones sobre cuerpo entero, tanto periódicas, aleatorias o transitorias. Indica de igual forma los principales factores que se combinan para determinar el grado aceptable de una exposición a vibración. Considera los siguientes rangos de frecuencia<sup>31</sup>:

- 0,5 Hz a 80 Hz para seguridad, confort y percepción.
- 0,1 Hz a 0,5 Hz para mareos.

Esta norma, se aplica para las transmisiones a través de las superficies soportantes: por el pie para persona erguida; glúteos, espalda y pié para persona sentada o área soportante para persona acostada, esto indica que la postura corporal y la dirección de la vibración son importantes por eso se consideran.

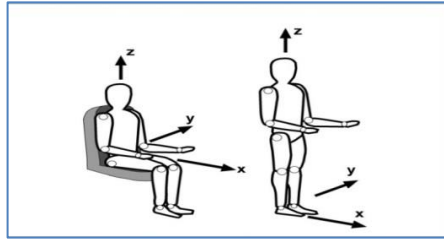
Para medir la vibración se utiliza un transductor, el cual se coloca entre el cuerpo y la superficie que vibra, y se han establecido unos ejes de rotación del cuerpo humano que depende de la postura, a los cuales se les han denominado Ejes Basicéntricos dependientes de las direcciones en las que se manifiestan las vibraciones. Esto son: longitudinal (eje x), lateral (eje y) y vertical (eje z) para el caso de direcciones lineales, y para direcciones rotacionales a los ejes: balanceo ( $r_x$ ), cabeceo ( $r_y$ ) y deriva ( $r_z$ )<sup>32</sup>. La siguiente figura muestra las direcciones de los ejes Basicéntricos

---

<sup>31</sup> INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. Mechanical vibration and shock – Evaluation of human exposure to whole-body vibration, Part 1: General requirements. ISO 2631-1. 2 ed. Ginebra, Suiza: ISO, 1997. p.1

<sup>32</sup> GRIFFIN, Michael J. Vibraciones, riesgos generales [en línea]. España. p. 502. [consultado 22 de Octubre de 2013]. Disponible en Internet: <http://www.insht.es/InshtWeb/Contenidos/Documentacion/TextosOnline/EnciclopediaOIT/tomo2/5.pdf>

**Figura 2. Ejes Basicéntricos**



**Fuente:** BROCAL FERNANDEZ, Francisco. Herramientas online para la evaluación de riesgos laborales por exposición a vibraciones [en línea]. España. Marzo 2013. [consultado 22 de Octubre de 2013] <http://www.tecnicaindustrial.es/TIfrontal/a-5110-Herramientas-online-evaluacion-riesgos-laborales-exposicion-vibraciones.aspx>

La respuesta humana a este tipo de vibraciones depende de tres aspectos fundamentales, del criterio de afectación, es decir, salud, confort y percepción, así como de la parte del cuerpo sobre la que está en contacto y la dirección de la vibración, utilizándose entonces diferentes filtros. Con la determinación de una frecuencia ponderada y los respectivos factores de multiplicación se estudia y evalúa los criterios de afectación. Es importante considerar, que ninguna reglamentación en Colombia ha establecido el valor de exposición normalizado límite para Vibración en Cuerpo Entero. Sin embargo son referentes los niveles de acción aprobados por el Parlamento Europeo y el Consejo de la Unión Europea que mediante el Real Decreto 1311 del 4 de Noviembre del 2005 establece para un período de trabajo de 8 horas el valor de exposición diaria normalizado en  $0,5 \text{ m/s}^2$  y en  $1,15 \text{ m/s}^2$  el valor límite de exposición diaria normalizada<sup>33</sup>.

Varios métodos están dados en la ISO 2631-1 para evaluar el fenómeno de vibración. El método básico es el de la aceleración cuadrática media ponderada en frecuencia, en el cual se obtiene la magnitud de vibración en cada uno de los ejes ortogonales de los puntos de medición, en el intervalo de frecuencia que va desde 1 a 80 Hz<sup>34</sup>. Esta aceleración se calcula mediante la siguiente ecuación:

$$a_w = \left[ \frac{1}{T} \int_0^T a_w^2(t) dt \right]^{\frac{1}{2}}$$

<sup>33</sup> MINISTERIO DE TRABAJO Y ASUNTOS SOCIALES. Real Decreto 1311/2005, de 4 de noviembre, sobre la protección de la salud y la seguridad de los trabajadores frente a los riesgos derivados o que puedan derivarse de la exposición a vibraciones mecánicas. BOE nº 265 05-11-2005. España. 2005. 4 p.

<sup>34</sup> BENÍTEZ, Op. cit., p. 20

Donde:

$a_w(t)$ : aceleración ponderada en función del tiempo, en  $m/s^2$  o  $rad/s^2$  dependiendo si es traslacional o rotacional respectivamente.

$T$ : es la duración de la medida, en segundos (s)<sup>35</sup>

Determinar esta aceleración es importante para poder estimar los efectos en el confort, la percepción y el mareo.

**5.2.3. Efecto en la salud de las Vibraciones en Cuerpo Entero.** Son varios los efectos que las VCE pueden causar al cuerpo humano según la literatura, clasificándolos en efectos agudos como malestar e interferencia con la actividad; alteraciones de las funciones fisiológicas como alteraciones neuromusculares, cardiovasculares, sensoriales y del sistema nervioso central; efectos a largo plazo como riesgos para la salud de la columna vertebral. Es importante tomar en consideración que efectos mayores sobre la persona se tendrán en la medida en la que la aceleración de las vibraciones sea más alta, de igual manera si se aumenta la exposición y el nivel de la vibración la dosis será mayor y por tanto el riesgo también incrementa. Anteriormente se manifestó que los efectos agudos (fatiga, discomfort) se han relacionado mayormente con la sintomatología de las VCE, sin embargo otras alteraciones de tipo crónicas también han sido estudiadas como efectos de este fenómeno físico. La siguiente tabla muestra en resumen estas alteraciones las cuales serán brevemente descritas.

**Figura 3. Efecto sobre el organismo de las Vibraciones de Cuerpo Entero**

FRECUENCIA	ORIGEN DE LA VIBRACIÓN	EFFECTO SOBRE EL ORGANISMO
Muy Baja < 1 Hz	<ul style="list-style-type: none"> <li>Transporte: avión, coche, barco, tren (movimiento de balanceo)</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Estimulación del laberinto</li> <li>Trastornos del SNC: mareos y vómitos (mal del transporte)</li> </ul>
Baja 1 - 20 Hz	<ul style="list-style-type: none"> <li>Transporte de pasajeros y/o mercancías</li> <li>Vehículos industriales, carretillas, etc.</li> <li>Tractores y maquinaria agrícola</li> <li>Maquinaria de obras públicas</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Lumbalgias, hernias, lumbociáticas</li> <li>Pinzamientos discales</li> <li>Agravación de lesiones raquídeas</li> <li>Síntomas neurológicos: variación del ritmo cerebral, dificultad del equilibrio.</li> <li>Trastornos de la visión</li> <li>Trastornos gastrointestinales</li> <li>Trastornos renales</li> <li>Trastornos neuropsíquicos</li> </ul>

**Fuente.** HUERTA, Antonio. Vibraciones: vigilancia de la salud en trabajadores expuestos [en línea]. Instituto Nacional de Seguridad e Higiene en el Trabajo, NTP 963. España. [consultado 22 Octubre de 2014]. Disponible en internet: <http://www.insht.es/InshtWeb/Contenidos/Documentacion/NTP/NTP/Ficheros/961a972/ntp-963w.pdf>

<sup>35</sup> INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION, Op. cit., p. 6



**5.2.3.1. Mal del Transporte.** Producido por la transmisión de las vibraciones al organismo cuando hay desplazamiento en vehículos de transporte de viajeros principalmente, a frecuencias bajas que van desde los 0,8 a 2 Hz, debido a una interacción entre las funciones laberínticas y el sistema nervioso autónomo, manifestándose en náuseas, vómitos, palidez, sudoración fría<sup>36</sup>.

**5.2.3.2. Alteraciones del Sistema Nervioso Central.** Se presentan debido a interacciones entre el órgano vestibular, el aparato de la visión y la esfera psíquica, las cuales se manifiestan como malestares generales, vértigo, dolores de cabeza e irritabilidad<sup>37</sup>. Las frecuencias a las que pueden ocurrir estas afectaciones también son bajas, aunque se pueden presentar también a frecuencias de 40 Hz<sup>38</sup>.

**5.2.3.3. Alteraciones de la Columna Vertebral.** Ocasionadas tanto a bajas como a altas frecuencias de vibración, manifestadas principalmente en degeneración de los discos que separan las vértebras de la columna lumbar, y denominado Discopatía la cual se puede presentar como hernias discales o degeneración discal. El riesgo de presentar este tipo de afectaciones depende directamente de la intensidad de vibración y del tiempo de exposición<sup>39</sup>.

**5.2.3.4. Trastornos de la Visión o Alteraciones Oftalmológicas.** Se pueden presentar algunas patologías como déficit de la agudeza visual, nistagmus o movimiento incontrolable e involuntario de los ojos<sup>40</sup>.

**5.2.3.5. Otras afectaciones.** Se ha de resaltar aquí que las VCE también ocasionan alteraciones gastrointestinales, renales y trastornos circulatorios que también tienen en su origen un componente de tipo postural<sup>41</sup>. Debido al énfasis de la investigación en determinar relación causa – efecto de las vibraciones en cuerpo entero sobre la columna lumbar, se hace necesario conceptualizar sobre la Biodinámica de la Columna, así como en las técnicas que permiten estudiar afectaciones de movilidad.

---

<sup>36</sup> Ibid., p. 4

<sup>37</sup> Ibid., p. 4

<sup>38</sup> GRIFFIN. Op. cit, p. 50.6

<sup>39</sup> HUERTA. Op. cit., p. 4

<sup>40</sup> Ibid., p. 5

<sup>41</sup> Ibid., p. 5

### 5.3. ASPECTOS BIOMECÁNICOS GENERALES DE LA COLUMNA LUMBAR

El eje del cuerpo es la columna vertebral o lumbar, ya que nos permite mantenernos de pie, marchar y orientar las extremidades, además de ello proporciona rigidez y estabilidad puesto que es deformable y adaptable a las circunstancias a las que sometamos nuestro cuerpo. Es también un protector flexible de la médula espinal, y permite los movimientos funcionales en los tres planos del espacio lo que da para realizar flexo-extensión en el plano sagital, inclinación lateral en el plano frontal y rotaciones en el transversal<sup>42</sup>.

La columna vertebral se comporta como un único elemento, esto es, un tallo largo óseo anclado a la hemipelvis mediante el sacro, obteniendo así su estabilidad. Es un sistema dinámico que está compuesto por vértebras (elementos dinámicos) y los discos intervertebrales (elementos elásticos), está constituida por 33 ó 34 vértebras superpuestas, y entre cada una se encuentran discos fibrocartilaginosos unidos con estructuras ligamentosas fuertes, 24 de ellos son móviles. La columna proporciona tres características fundamentales: da rigidez para soportar cargas axiales, protege la estructura del sistema nervioso central es decir, la médula, meninges y raíces nerviosas, y permite una adecuada movilidad y flexibilidad para los principales movimientos del tronco<sup>43</sup>.

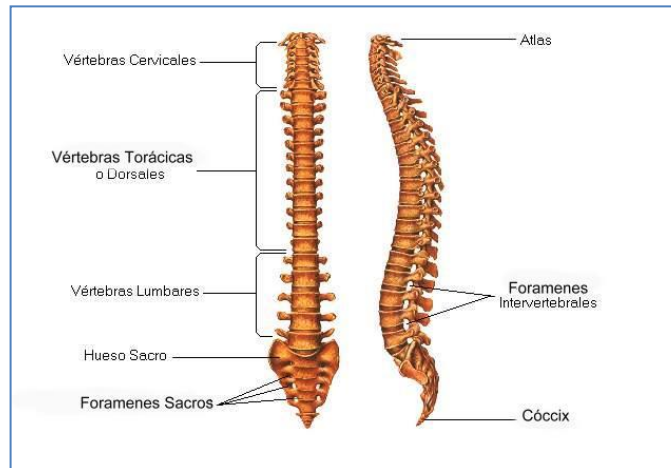
En el plano sagital la columna queda dividida en varias curvaturas, una cervical constituida por 7 vértebras; una torácica o dorsal constituida por 12 vértebras; lumbar, constituida por 5 vértebras; sacra, constituida por 5 vértebras; y cóccigea, formada por 4 ó 5 vértebras (es lo que constituye el cóccix). La cervical y la lumbar son las más móviles mientras que la torácica es la más rígida. Por otro lado, en el plano frontal, la columna se alinea casi perfectamente.

---

<sup>42</sup> MARCO SANZ, C. Cinesiología de la Columna Vertebral [en línea]. wzar.unizar [consultado 18 de Octubre de 2014] Disponible en Internet: <http://wzar.unizar.es/acad/cinesio/Documentos/Cinesiologia%20Columna.pdf>

<sup>43</sup> Anatomía y biomecánica de la columna vertebral [en línea]. ocw.um. [consultado 17 de Noviembre de 2013]. Disponible en Internet: <<http://ocw.um.es/gat/contenidos/palopez/contenidos/616e61746f6dc3ad615f706564726f5f616e67656c.pdf>>

**Figura 4. Disposición de la Columna Lumbar**



**Fuente:** Descripción columna vertebral [en línea]. Anatomía humana [consultado 17 de Noviembre de 2013]. Disponible en internet: <http://www.anatomiahumana.ucv.cl/efi/modulo6.html>.

**5.3.1. Cinemática o Movilidad de la Columna.** En su conjunto la columna permite una gran movilidad, aunque de manera segmentaria esta sea menor debido a las articulaciones que la constituyen. La suma de todos los segmentos cinéticos (cervical, dorsal y lumbar) es lo que da movilidad a la columna y se realiza alrededor de los tres ejes anteriormente mencionados. Estos segmentos permiten según sus características movimientos de flexión, extensión, rotación y flexión lateral.

Por su parte, la movilidad del raquis dorsal es la resultante de la sumatoria de todos los movimientos que se producen a nivel de las pequeñas articulaciones de las vértebras dorsales. La flexión lumbosacra se produce fundamentalmente a nivel de la articulación entre las vértebras L5 y S1 (charnela lumbosacra), mientras que el resto de los movimientos lumbares se produce entre L1 y L4<sup>44</sup>.

En detalle, teniendo en cuenta la osteocinemática (la cual hace referencia al movimiento de los huesos en el espacio) y la artrocinemática (que se refiere al movimiento de las superficies articulares), durante el movimiento de flexión de la columna ocurre lo siguiente:

<sup>44</sup> TABOADELA, Claudio H. Goniometría. Una herramienta para la evaluación de las incapacidades laborales [en línea]. Buenos Aires: Asociart ART, 1a ed. 2007. 60p. [consultado 21 de Mayo de 2015]. Disponible en Internet: <http://amlar-res.com/wp-content/uploads/2012/03/Goniometria.pdf>

- Se presenta un deslizamiento superior y anterior de las carillas articulares (unidad funcional de la columna, constituida por dos vértebras adyacentes con su respectivo disco intervertebral) de las articulaciones zigoapofisiales.
- Hay una separación de las apófisis espinosas y las láminas.
- El cuerpo vertebral superior del segmento móvil rueda anteriormente.
- Las articulaciones zigoapofisiales limitan el deslizamiento anterior de la vértebra superior.

En el caso de la extensión ocurre totalmente lo opuesto, y durante las rotaciones se impactan las articulaciones zigoapofisiales contralaterales al lado de la rotación y se distraen las zigoapofisiales del lado de la rotación<sup>45</sup>.

Es una limitante establecer una normal de movilidad ya que esto es dependiente de factores individuales como entrenamiento, profesión, elasticidad, edad, entre otras características, disminuyendo por ejemplo en un 50% para los adultos mayores. A pesar de ello, Kapandji da valores de movilidad máxima para personas flexibles y establece que la Flexión global sería de 110° donde la región con mayor amplitud es la lumbar, con 60°, mientras la Extensión global es de unos 140°, haciendo el puente, siendo la máxima a nivel cervical con 75° (por tanto la región dorso-lumbar con una máxima de 65°). Sin embargo la mayor parte de los autores manejan cifras menores, que oscilan de 50° a 76° de flexión y de 20° a 70° de extensión. En cuanto a inclinación lateral Kapandji da valores de 75° de forma global, siendo el segmento cervical el de mayor amplitud con 35°, quedando con 20° cada uno de los otros dos. Las amplitudes de rotación del raquis en conjunto oscilan en torno a los 90°, de los que 50° corresponden a la región cervical y sólo 50° a la lumbar, esta escasa amplitud de rotación se debe a la orientación de las apófisis articulares en las vértebras lumbares<sup>46</sup>.

---

<sup>45</sup> TRILLOS CHACÓN, María Constanza. Evaluación clínica de los trastornos neuromusculoesqueléticos en la columna lumbar. Facultad de Rehabilitación y Desarrollo Humano [en línea]. Bogotá: Editorial Universidad del Rosario, 2009. 38 p. (Serie documentos. Borradores de Investigación; 36). [consultado 25 de Febrero de 2015]. Disponible en Internet: [http://www.urosario.edu.co/urosario\\_files/24/24dc4c49-d467-400b-92a0-8e480e7013d0.pdf](http://www.urosario.edu.co/urosario_files/24/24dc4c49-d467-400b-92a0-8e480e7013d0.pdf)

<sup>46</sup> SANZ, Op. cit., p. 5

Se han descrito otros rangos de movimiento para la columna lumbar, que sirven como referente y los cuales se muestran en la tabla a continuación:

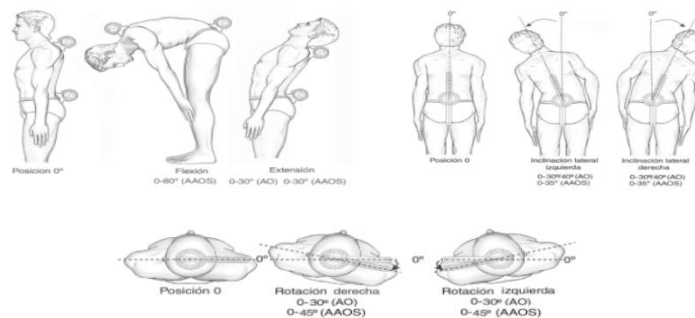
**Figura 5. Rango de movimientos de la columna lumbar**

Unidad Funcional	Flexión/Extensión	Flexión Lateral (a un lado)	Rotación Axial (a un lado)
L1-L2	12° (5 a 16)	6° (3 a 8)	2° (1 a 3)
L2-L3	14° (8 a 18)	6° (3 a 10)	2° (1 a 3)
L3-L4	16° (9 a 17)	8° (4 a 12)	2° (1 a 3)
L4-L5	20° (10 a 22)	6° (3 a 9)	2° (1 a 3)
L5-S1	17° (10 a 24)	3° (2 a 6)	1° (0 a 2)

**Fuente:** WHITE A., PANJABI M. Clinical Biomechanics of the Spine, 1990. Citado por RAMÍREZ MORALES, Antonia Cristina. Historia natural de la enfermedad discal y sus modificaciones con las técnicas instrumentadas actuales [en línea]. Tesis Doctoral. España, Universidad de la Laguna, p. 14. [consultado 25 de Febrero de 2015]. Disponible en Internet: <ftp://tesis.bbtik.ull.es/ccppytec/cp219.pdf>

Adicionalmente, dos organizaciones más como lo son la Asociación de Osteosíntesis (AO) y la Asociación de Cirujanos Ortopédicos (AAOS), han establecido otros vales considerados como normales cuando se examina la movilidad del raquis dorsolumbar. A continuación se presentan las imágenes que muestran estos rangos y la forma correcta de medición de los ángulos de movilidad (en este caso con el uso de goniómetro).

**Figura 6. Movimiento de Flexión y Extensión Dorsolumbar y rangos normales de movilidad**



**Fuente:** Goniometría. Una herramienta para evaluar las incapacidades laborales. Taboadela 2007, 61p. Disponible en Internet: <http://amlar-res.com/wp-content/uploads/2012/03/Goniometria.pdf>

**5.3.2. Motor del Movimiento de la Columna.** Los músculos mueven la columna lumbar y se dividen en flexores y extensores. Los que se describen a continuación son los motores en los movimientos del rasquis dorso-lumbar.

- “Flexión – Musculatura Pre-Vertebral. Se dividen en:
  - ✓ Grupo Profundo: transverso del abdomen, piramidal del abdomen
  - ✓ Grupo Superficial: recto anterior del abdomen, oblicuo interno y externo

El músculo psoas ilíaco es un flexor del tronco cuando se está en decúbito ya que al ser un potente flexor de cadera también puede utilizar como punto fijo su inserción distal.

- Extensión – Músculos Paravertebrales. Estos son:
  - ✓ Grupo Profundo: transverso espinoso (rotadores, multifidos, semiespinoso), epiespinoso, interespinoso, dorsal largo, iliocostal (o sacrolumbar)
  - ✓ Grupo intermedio: Serrato Posterior superior e inferior
  - ✓ Grupo Superficial: Dorsal Ancho y Cuadrado Lumbar.
- Rotación: actúan los músculos oblicuos interno y externo”<sup>47</sup>

Cuando existen afectaciones en la columna se realizan las respectivas valoraciones a los pacientes para determinar el origen de la afectación y la dirección del tratamiento. Sin embargo, se dice que en la actualidad, los métodos que permiten medir y relacionar las lesiones o daños de manera objetiva y por ende su grado de afectación en las personas, son poco aceptados, debido a que no solo son componentes físicos los que influyen en la aparición de las lesiones sino que también se comprometen factores de otra índole como los laborales y

---

<sup>47</sup> La columna vertebral [en línea]. En: fisioterapia.blogspot. 2012. [consultado 15 de Enero de 2015]. Disponible en Internet: <http://fisioterapia.blogspot.com/2012/05/la-columna-vertebral-raquis.html>

psicosociales. Se tienen entonces: técnicas o métodos que cuantifican el daño estructural así como otros que valoran las funciones fisiológicas<sup>48</sup>, y como no siempre se obtiene una correlación positiva con estos métodos y el estado funcional del paciente<sup>49</sup>, se hace necesario usar los denominados métodos de evaluación funcional entre los que encontramos la Electromiografía Dinámica y el Análisis Biomecánico del Movimiento.

#### 5.4. MÉTODOS DE EVALUACIÓN FUNCIONAL

“Cualquier intento sistemático de medir objetivamente el nivel en el que funciona una persona en una gran variedad de áreas”, fue la primera definición de Evaluación Funcional (EF) desarrollada por Lawton en 1971. Es entonces el objetivo de la EF, medir la forma en la que una persona puede realizar sus actividades o tareas de la vida cotidiana de manera objetiva y cuantificable en sus dimensiones físicas, mentales, afectivas y sociales<sup>50</sup>.

Este tipo de evaluación utiliza diversos métodos de valoración funcional como pruebas, observaciones, cuestionarios, índices, entrevistas, a través de los cuales se puede realizar la toma de decisiones frente a un proceso que se realiza con alguna persona, pero que no pueden considerarse perfectos pues su selección adecuada depende de la información requerida y de los objetivos propuestos. Existen métodos que evalúan la deficiencia, otros estudian funciones concretas del ser humano y los que hacen referencia a funciones más complejas.

---

<sup>48</sup> PEYDRO M.F. et al. Análisis cinético y cinemático del gesto <<levantarse de una silla>> en pacientes con lumbalgias [en línea]. En: Rehabilitación, España: Instituto de Biomecánica de Valencia, Abril 2011, Vol. 45, n° 02. [consultado 14 de Enero de 2015]. Disponible en Internet: [http://apps.elsevier.es/watermark/ctl\\_servlet?\\_f=10&pidet\\_articulo=90010466&pidet\\_usuario=0&pcontactid=&pidet\\_revista=120&ty=170&accion=L&origen=zonadelectura&web=www.elsevier.es&lan=es&fichero=120v45n02a90010466pdf001.pdf](http://apps.elsevier.es/watermark/ctl_servlet?_f=10&pidet_articulo=90010466&pidet_usuario=0&pcontactid=&pidet_revista=120&ty=170&accion=L&origen=zonadelectura&web=www.elsevier.es&lan=es&fichero=120v45n02a90010466pdf001.pdf)

<sup>49</sup> RUIZ SANTIAGO, F. et al. Correlación clínico-radiológica en el dolor lumbar de origen mecánico [en línea]. En: Rehabilitación, Granada – España: Departamentos de radiología, traumatología y rehabilitación, Abril 1998, Vol. 32, N. 4., Hospital de Traumatología. [consultado el 14 de Enero de 2015]. Disponible en Internet: <http://www.elsevier.es/es-revista-rehabilitacion-120-articulo-correlacion-clinico-radiologica-el-dolor-lumbar-13004848>

<sup>50</sup> VIOSCA HERRERO, Enrique, et al. Valoración funcional. Cuadernos de Biomecánica [en línea]. Instituto de Biomecánica de Valencia. España. 2012. p. 5. [consultado 14 de Enero de 2015]. Disponible en Internet: [file:///C:/Users/HP/Downloads/CuadernoBIomecanica\\_VF\\_2012\\_web%20\(1\).pdf](file:///C:/Users/HP/Downloads/CuadernoBIomecanica_VF_2012_web%20(1).pdf)

Hacer una valoración funcional del aparato locomotor implicaría enfocarse en la dimensión física de la función y en el área de la movilidad, es decir sobre actividades que estén relacionadas con las capacidades físicas de las personas<sup>51</sup>. Evaluar, analizar y describir el movimiento humano a través de modelos que permiten entender cómo se comporta el cuerpo mecánicamente, es la esencia de la Biomecánica, a través de la cual se puede determinar la probabilidad de sufrir de algún desorden musculoesquelético, por ejemplo en la columna vertebral, por efectos del trabajo. A continuación se describen dos procedimientos de EF utilizados para el desarrollo de la presente investigación.

**5.4.1. Análisis Biomecánico del movimiento humano.** De forma básica, este análisis tridimensional del movimiento consiste en: la definición de un modelo que sea acorde al estudio, obtener las coordenadas 3D de los marcadores los cuales son puntos que se escogen en el cuerpo consistentes con los requerimientos del modelo, desarrollar el análisis cinemático y finalmente calcular los parámetros biomecánicos de interés<sup>52</sup>.

Las coordenadas de los marcadores se obtienen por análisis de imágenes, mediante técnicas posturales como la video-fotogrametría, por la que partiendo de un movimiento real es posible estudiar varios aspectos del mismo. A través de la captura de movimiento ó Motion Capture (MoCap), es posible imitar los gestos y movimientos de las personas para lo cual se disponen de ciertas tecnologías siendo las más comunes las que se basan en métodos ópticos. Estos métodos utilizan marcadores esféricos reflexivos y cámaras de luz infrarroja para recoger la reflexión de los marcadores. Los movimientos se miden en tres dimensiones: sagital, frontal y transversal asociados al sistema de ejes cartesianos. La captura del movimiento consiste en el seguimiento de la señal que emiten los marcadores por las cámaras. Los equipos pueden realizar de una vez los cálculos de los parámetros biomecánicos ajustados al modelo que se haya seleccionado<sup>53</sup>.

Para la aplicación de esta técnica en el análisis de las funciones humanas, es importante tener un modelo mecánico del cuerpo, dividiéndolo en segmentos articulados (los segmentos se representan de marcador a marcador), con lo que

---

<sup>51</sup> Ibid., p. 5-7

<sup>52</sup> PANTRIGO FERNANDEZ, Juan José. Análisis biomecánico del movimiento humano mediante técnicas de visión artificial [en línea]. escet.urjc [consultado el 15 de Enero de 2015]. Disponible en Internet: [http://www.escet.urjc.es/~jjpantrigo/papers/AnalisisMH\\_VA.pdf](http://www.escet.urjc.es/~jjpantrigo/papers/AnalisisMH_VA.pdf).

<sup>53</sup> HUESO CALVO, R. y MARÍN ZURDO, J. Valoración de una nueva herramienta, para el estudio del movimiento, en la valoración del daño corporal [en línea]. En: Trauma Fund MAPFRE, Vol. 22, n° 4. p. 220. [consultado 18 de Enero de 2015]. Disponible en Internet: [http://www.mapfre.com/fundacion/html/revistas/trauma/v22n4/pdf/02\\_01.pdf](http://www.mapfre.com/fundacion/html/revistas/trauma/v22n4/pdf/02_01.pdf).



es posible conocer la posición espacial de las articulaciones en cada tiempo de muestreo. Luego con procedimientos matemáticos de derivación temporal se obtienen las velocidades y aceleraciones lineales y angulares de cualquier punto de interés para cada instante de tiempo<sup>54</sup>, datos que permiten hacer el análisis de movimiento respectivo.

**5.4.2. Electromiografía Dinámica.** Técnica de valoración objetiva mediante la cual se registra la actividad eléctrica de un músculo para valorar su capacidad muscular. Mediante un registro electromiográfico se puede obtener la secuencia de activación muscular, esfuerzo estático y fuerza muscular. Aunque no es fácil determinar la fuerza muscular realizada, en determinados casos es posible estando en condiciones estáticas. Esto incorpora una limitación al uso de la electromiografía dinámica para cuantificar la fuerza real ejercida por los músculos durante un determinado movimiento<sup>55</sup>. Su uso por tanto está condicionado a acciones que implican movimiento.

Para entender la técnica, “se parte de la base de que la activación muscular implica: una difusión iónica previa dentro del músculo, la cual genera un campo eléctrico a su alrededor proporcional a la concentración iónica. Este campo eléctrico es detectado mediante los electrodos de EMG; una consecuente respuesta mecánica debida al momento articular generado por la fuerza que realiza el músculo al contraerse”<sup>56</sup>. Esto significa que “cuando un músculo se contrae las fibras constituyentes de la unidad motora sufren una despolarización que provoca una perturbación eléctrica, la cual puede ser recogida a través de un electrodo. Esta señal es ampliada y filtrada, a continuación queda reflejada en una representación gráfica”<sup>57</sup>. Normalmente no es un análisis invasivo, ya que se utilizan electrodos de superficie que se adhieren a la piel y que no impiden o intervienen en el movimiento.

---

<sup>54</sup> GARRIDO JAÉN, José David. La valoración funcional. Aplicaciones en el ámbito de la discapacidad y el daño corporal. Modelo de transferencia tecnológica de laboratorios de valoración de la discapacidad y del daño corporal [en línea]. Tesis Doctoral. España: Universitat Politècnica de València. Departamento de Ingeniería Mecánica y de Materiales. 2012. p. 33. [consultado 18 de Enero de 2015]. Disponible en Internet: <https://riunet.upv.es/bitstream/handle/10251/16466/tesisUPV3807.pdf?sequence=1>.

<sup>55</sup> Ibid., p. 25, 26.

<sup>56</sup> MASSÓ Núria. et al. Aplicaciones de la electromiografía de superficie en el deporte [en línea]. En: Apunts Med Esport, Barcelona – España. Vol. 45, n° 165. p. 128 [consultado 18 de Enero de 2015]. Disponible en Internet: [http://apps.elsevier.es/watermark/ctl\\_servlet?\\_f=10&pidet\\_articulo=13151497&pidet\\_usuario=0&pcontactid=&pidet\\_revista=277&ty=58&accion=L&origen=bronco%20&web=www.apunts.org&lan=es&fichero=278v45n166a13151509pdf001.pdf](http://apps.elsevier.es/watermark/ctl_servlet?_f=10&pidet_articulo=13151497&pidet_usuario=0&pcontactid=&pidet_revista=277&ty=58&accion=L&origen=bronco%20&web=www.apunts.org&lan=es&fichero=278v45n166a13151509pdf001.pdf).

<sup>57</sup> LARA ROMERO, M. F. et al. Actividad electromiográfica normal en la marcha humana [en línea]. En: Biomecánica, 1996, p.110 [consultado el 18 de Enero de 2015]. Disponible en Internet: <https://upcommons.upc.edu/revistes/bitstream/2099/5622/1/article6.pdf>.

Es una técnica funcional objetiva que se puede sincronizar con otros sistemas de medición que aporten datos cinemáticos, por tanto forma parte importante en los estudios biomecánicos que se realizan en áreas como medicina laboral y ergonomía con varias aplicaciones en: análisis de gestos, evaluación de fatiga, análisis de marcha, valoración de activación muscular, trastornos de carácter, entre otros.

Consta de tres fases: una fase previa en la cual se informa al individuo sobre el procedimiento logrando obtener el consentimiento informado, datos antropométricos, recoger información sobre hábitos y antecedentes de afecciones neuromusculares o patologías musculoesqueléticas, se preparará la piel, limpiándola de tal manera de reducir la impedancia que permita una señal de calidad para finalmente en esta etapa colocar los electrodos cuya adecuada localización arrojará señales correctas. Las ventajas de los electrodos de superficie es que no son invasivos, dan un registro global del musculo y no presentan limitaciones en cuanto a la superficie estudiada ni al tiempo de registro, pero solo se puede estudiar la musculatura superficial, exige que la piel esté bien preparada y los gráficos de frecuencia se obtienen en espectros más bajos. La siguiente fase es de registros, en la cual se obtiene la Contracción Máxima Voluntaria (CMV) para la normalización de los registros y se obtendrá la señal electromiográfica del movimiento o gesto seleccionado para estudio. Las últimas etapas corresponden al procesado de señales mediante análisis de frecuencias o de amplitudes, donde se puede filtrar y rectificar la señal, aplicar algún algoritmo para suavizar la imagen de tal manera que se aproxime lo más posible a la máxima activación muscular y sea más fácil de observar, aplicar la Fast Fourier Transform (FFT) que da una descomposición de señales a diferentes frecuencias a fin de determinar el espectro de frecuencias de la señal electromiográfica<sup>58</sup>.

---

<sup>58</sup> MASSÓ. Op. cit., p. 130, 131

## 6. METODOLOGÍA

La metodología de este trabajo se desarrolló bajo una modalidad de investigación de campo aplicada, descriptiva y correlacional básicamente en dos etapas que se describen a continuación:

### 6.1. ETAPA 1: OBTENCIÓN DE VARIABLES DE ESTUDIO

**6.1.1. Aceleración Ponderada en Frecuencia ( $A_w$ ).** El presente proyecto tomo los datos de aceleración ponderada de un estudio de investigación previo, “Aplicación de la norma ISO 2631 para la medición de las vibraciones en cuerpo entero en los trabajadores del sector de la construcción de la ciudad de Cali” realizado por Chávez y Urrego<sup>59</sup>. Cabe mencionar, que el tipo de población es pertinente para este trabajo, ya que tuvo como objetivo principal la aplicación de la norma ISO 2631 en trabajadores de tres empresas constructoras de la ciudad de Cali. Dichas empresas manejan maquinarias pesadas y los trabajadores se exponen a vibraciones mecánicas en cuerpo entero, lo cual fue determinado una vez realizada la evaluación de los peligros.

La población de estudio determinada por Chávez y Urrego fue de 30 trabajadores, a partir de esta se calculó la población muestral para este proyecto, denominada “Población Trabajadora Expuesta”. El resultado obtenido fue de 22 trabajadores. Este valor fue calculado con la ecuación para el tamaño de muestra de población finita y conocida<sup>60</sup> (Ver Anexo 1). Sin embargo, la cantidad de trabajadores finalmente valorados fue de 17, puesto que solo estos estuvieron a disposición una vez realizados los contactos institucionales tomando en cuenta la disponibilidad de las empresas colaboradoras así como la de los trabajadores en cuanto a tiempo y carga de trabajo.

**6.1.2. Cinemática de la Columna Lumbar.** El análisis de movimiento se desarrolló a partir de evaluaciones cinemáticas de ROM (Rango de Movilidad) sobre columna para la población en estudio. Para ello se realizaron capturas tridimensionales con 18 cámaras Optitrack flex 13, las cuales funcionan con leds infrarrojos que captan el material reflectivo de marcadores esféricos colocados en puntos específicos del torso de los individuos en estudio, siendo el software de captura, Motive versión 1.7.2. La ubicación de estos marcadores dependió del

---

<sup>59</sup> CHAVEZ C., URREGO A. Op. cit. p.1

<sup>60</sup> MURRAY R. S. y LARRY J. S. Estadística. México, D.F. 2009, 4ta edición. Mc Graw-Hill.

modelo biomecánico estático definido por el grupo del Laboratorio de Biomecánica de la Universidad Autónoma de Occidente que permitiera visualizar el movimiento de la columna, el cual consistió en 13 marcadores ubicados en: acromiones (derecho e izquierdo), vértebra torácica T4, escápulas (derecha e izquierda), vértebra torácica T10, últimas costillas laterales al tórax (derecha e izquierda), vértebra lumbar L5, espinas iliacas posteriores superiores (derecha e izquierda) y espinas iliacas anteriores (derecha e izquierda).

A partir de este modelo estático, se definió el dinámico que permitió hacer la descripción del recorrido del movimiento, el cual consistió en 7 puntos donde se mantuvieron los marcadores reflectivos: vértebra torácica T4, escápulas (derecha e izquierda), vértebra torácica T10, vértebra lumbar L5 y espinas iliacas posteriores superiores (derecha e izquierda). Los datos fueron procesados a través del software Visual 3D, versión 5.01.22, capturándose a 120 fps (cuadros por segundo)

Los movimientos en estudio para cada individuo de las poblaciones bajo análisis fueron los siguientes: flexión, extensión, inclinación lateral (derecha e izquierda), en bipedestación, y rotación (izquierda y derecha) en posición sedente sobre una banca de madera, para los cuales se pudo determinar los ángulos máximos alcanzados (Rangos de Movilidad o ROM). Por cada par de movimientos (ya que se tomaron en secuencia flexión-extensión, inclinación lateral derecha-izquierda y rotación derecha-izquierda) se realizaron tres repeticiones que permitieron llegar a un valor promedio del cada ángulo máximo; dicho promedio fue determinado por el mismo software.

El procesamiento matemático de los datos implicó el cálculo de una normal a partir de la información obtenida por Visual 3D, usando Microsoft Excel 2010. Este patrón normal de comparación fue determinado siguiendo el mismo procedimiento de análisis de movimiento realizado a la población trabajadora, pero en este caso para una población considerada sana o no expuesta (mixta en cuanto a género), para cuya escogencia se tomó en consideración el manifiesto de las personas de no haber presentado antecedentes de afectación lumbar. Un total de 29 individuos fueron los colaboradores para la obtención de la normal. La normal permitió comparar los ROM para los movimientos en estudio y establecer análisis de distribución de los datos respecto al valor norma. Se elaboró representaciones gráficas para visualizar mejor estas comparaciones.

Para la ejecución del procedimiento de captura en el Laboratorio de Biomecánica se exigió a los individuos (tanto no expuestos como expuestos) el uso de ropa cómoda y flexible que no interfiriera con la fluidez y alcance de los movimientos,

así como con la adherencia de los marcadores reflectivos al cuerpo. Del mismo modo a las personas no se les permitió tener ningún tipo de material reflectivo o metálico en la ropa o en el cuerpo que hubiese podido ser captado por la cámaras infrarrojas y generar ruido o interferencia en los modelos estático y dinámico.

**6.1.3. Electromiografía de Superficie.** La determinación de la activación muscular mediante electromiografía de superficie sobre la población en estudio se llevó a cabo mediante el uso de un Electromiógrafo de Superficie Portátil Muscledab 4020e de Ergotest Technology de 8 canales cuyas señales fueron procesadas con el software Muscledab versión 7.18. Se usaron Electrodo Bipolar AE-131 y latiguillos para electromiografía superficial. La ubicación de los electrodos se realizó sobre 3 músculos escogidos por el grupo del laboratorio de Biomecánica: Erector Longísimo (E.L.), Erector Ilicostal (E.I.) y Multifido (M). Para su colocación en la región lumbar se realizó la limpieza de la piel con una toalla de papel y alcohol isopropílico, lo que permitió reducir la impedancia en esa área de piel, lograr la mejor adherencia de los electrodos y así evitar en lo posible el ruido en la transmisión de las señales.

Para la normalización de los registros fue necesario determinar por cada músculo la Contracción Máxima Voluntaria (CMV). Cada individuo debió colocarse en posición decúbito ventral en una camilla, deslizar y suspender el tronco hacia las afueras dejando la cadera y extremidades inferiores apoyadas en la camilla y manteniendo la posición horizontal. Se colocó un electrodo en cada músculo ajustado de la siguiente manera a los canales del Electromiógrafo: el canal 1 recibió las señales del E.L., el canal 2 las señales de E.I. y el canal 3 las señales del M. Se activó desde el software canal por canal, y con cada uno activo de manera individual se pidió a la persona en estudio que con ambas manos colocadas alrededor de la cabeza (en la nuca) y una persona sosteniendo sus piernas, extendieran el tronco hasta su máximo posible por un período de tiempo de 3 segundos.

Una vez obtenida la normalización, se pidió a la persona bajar de la camilla para obtener la señal del movimiento en estudio, y en bipedestación con las piernas un poco abiertas y los tres canales al electromiógrafo activos, se pidió hacer de forma continua la siguiente secuencia de 6 movimientos: flexión, extensión, inclinación derecha, inclinación izquierda, rotación derecha y rotación izquierda. Las condiciones en cuanto al uso de ropa cómoda, fueron las mismas que para las capturas cinemáticas. No se hizo filtrado o suavizado de las señales obtenidas.

Para el procesamiento de señal en Muscledab 7.18 fue necesario y como requisito del software tener fecha de nacimiento y datos antropométricos de cada persona

por lo que el peso y la talla fueron determinados en una Balanza mecánica Health o meter Professional con contrapeso y medidor de talla (20 – 213 cm y capacidad 400 libras) (los datos se muestran en el Anexo 2.) Adicionalmente para ambos estudios de laboratorio fue necesario obtener los consentimientos informados de las personas que accedieron colaborar con la investigación (el formato se muestra en el Anexo 3).

Para el análisis de los datos se eligió un parámetro de amplitud de la señal electromiográfica. De esta variable fue necesario calcular también un patrón de comparación o valor normal a partir de los datos obtenidos por el software. Para ello se promedió con el uso de Microsoft Excel los valores de Pico Máximo de Actividad en mV de los músculos seleccionados para cada sujeto perteneciente a la población sana o no expuesta, el resultado de esta media permite hacer las comparaciones y análisis respectivos con los sujetos de la población trabajadora expuesta.

## **6.2. ETAPA 2: CORRELACIÓN DE VARIABLES**

El propósito con los datos obtenidos era determinar la existencia de correlación entre la Aceleración de Vibración  $A_w$ , la cual se considerará como Variable Independiente y los resultados de las Evaluaciones Cinemáticas, es decir ángulos máximos de movilidad, y activaciones musculares máximas a partir de Electromiografía de Superficie, estas consideradas como Variables Dependientes. Adicionalmente se evalúa el efecto de los años de experiencia sobre estas variables dependientes.

Se ha utilizado un modelo matemático de regresión lineal para analizar el ajuste y comportamiento de los datos, evaluado mediante el Coeficiente de Determinación  $r^2$ , con lo cual se establece la utilidad o no del modelo en la predicción de posibles afectaciones en columna lumbar para los trabajadores del sector de la construcción expuestos a vibraciones de cuerpo entero. Las representaciones de estos comportamientos se muestran de forma gráfica.

Para este procesamiento de datos se utilizó la herramienta o programa de cálculo Microsoft Excel 2010.

## 7. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

A continuación se presentan los resultados de  $A_w$  obtenidos en la investigación que antecede al presente estudio mediante la aplicación del procedimiento de la Norma ISO 2631 para determinar efectos de Vibraciones en Cuerpo Entero, importante mostrarlos ya que es una de las variables de correlación.

**Figura 7. Criterios de Confort de los Efectos de las Vibraciones**

Maquina	Operario	$a_w$ (m/s <sup>2</sup> )	Confort
Motoniveladora Case	jonathan cobo	1,4028	Muy molesto
Retroexcavadora Case	Seberiano Sanchez	3,0558	extremamente molesto
Retroexcavadora Caterpillar	Marceliano Ceron	1,0883	molesto
Excavadora Hitachi	carlos Saldaña	1,1169	molesto
Excavadora Cat	Julian Cano	0,728	Bastante molesto
Excavadora Volvo	Luis Arlex Salazar	0,8192	molesto
Excavadora Akerman	Ramiro Feijw	0,5402	Bastante molesto
Vibrocompactadora Dynapac	andres serna	0,4844	ligeramente molesto
Vibrocompactadora Huber	jorge zuñiga	1,5228	Muy molesto
Pala Grua Bucyrus-erie	javier perea	0,6522	Bastante molesto
Grua Koehring	guillermo vallejo	0,3081	no molesto
Piloteradora Mitsubishi	Jhon freddy loaiza	0,2194	no molesto
Piloteradora Caterpillar	leo marino	0,43331	ligeramente molesto
Perforadora CMV	luis eduardo pozo	0,2213	no molesto
Minicargador Volvo	wilson chacon	1,7674	Muy molesto
Montacarga TCM	Miguel Lazo	1,4291	Muy molesto
Montacarga Caterpillar	Luis Alfonso Sandoval	1,1406	molesto
Montacarga Derco	Luis Emilio Gomez	1,0768	molesto
Montacarga Doosan	Julian Sanclemente	0,6896	Bastante molesto
Montacarga Doosan	Nelson Quira	0,9059	molesto
Montacarga TCM	Horacio Guaduaña	1,0796	molesto
Montacarga Caterpillar	Adriano Castillo	1,8311	Muy molesto
Montacarga TCM	Huber Hungria	2,2556	Muy molesto
Montacarga TCM	Jose Over Rivillas	0,8197	molesto
Montacarga TCM	Juan De La Cruz	1,1999	Muy molesto
Cargador Caterpillar	jose dario becera	2,5621	extremamente molesto
Cargador Caterpillar	jesus larrahondo	1,029	molesto
Cargador Sem	guillermo quintero	1,6371	Muy molesto
Bulldozer Caterpillar	guillermo quintero	1,1008	molesto
Bulldozer Caterpillar	isaac viafara	0,9817	molesto

**Fuente:** CHAVEZ Cristian, URREGO Ana. Aplicación de la Norma ISO 2631 para la medición de las Vibraciones de Cuerpo Entero en los trabajadores del sector de la construcción de la ciudad de Cali. Pasantía de Investigación Ingeniero Industrial. Santiago de Cali: Universidad Autónoma de Occidente. Facultad de Ingeniería. 2014. 109 p.

Sin embargo, de esta tabla se segregaron los datos de los 17 individuos de la población muestral de quienes se logró la participación y se presentan a continuación.

**Tabla 2. Aceleración Ponderada en Frecuencia para la Población Muestral**

N°	Código por la Investigación	Máquina	$a_w$ (m/s <sup>2</sup> )
1	12INTER-165-PTE01	Motoniveladora	1,4028
2	12INTER-165-PTE02	Retroexcavadora	3,0558
3	12INTER-165-PTE03	Buldozer	1,6371
4	12INTER-165-PTE04	Buldozer	0,9817
5	12INTER-165-PTE05	Piloteadora	0,2194
6	12INTER-165-PTE06	Piloteadora	0,4333
7	12INTER-165-PTE07	Excavadora	0,8192
8	12INTER-165-PTE08	Montacarga	0,9059
9	12INTER-165-PTE09	Perforadora	0,2213
10	12INTER-165-PTE10	Grúa	0,3081
11	12INTER-165-PTE11	Vibrocompactadora	1,5228
12	12INTER-165-PTE12	Montacarga	1,1999
13	12INTER-165-PTE13	Montacarga	1,4291
14	12INTER-165-PTE14	Montacarga	2,2556
15	12INTER-165-PTE15	Cargador	2,5621
16	12INTER-165-PTE16	Montacarga	0,8197
17	12INTER-165-PTE17	Excavadora	0,728

Es importante tomar en consideración que esta Aceleración Ponderada en Frecuencia  $A_w$  usada como variable independiente se debe a que es el valor constante de aceleración que realmente refleja la magnitud de la vibración a la que se expuso la población trabajadora en estudio. Al analizar los datos presentados en la tabla se puede notar que para el 80% de la población trabajadora expuesta, es decir 13 de los 17 individuos, el valor de  $A_w$  sobrepasa el valor de acción establecido por la norma ISO 263 el cual corresponde a 0,5 m/s<sup>2</sup>, e incluso 8 de esos 17 individuos sobrepasan el valor límite permitido que es de 1,15 m/s<sup>2</sup>. Esto



determina un factor condicionante para lo cual, a exposiciones continuadas a esas magnitudes de vibración en jornadas de 8 horas diarias, llevarían en un período de tiempo a lesiones lumbares.

## 7.1. VARIABLE CINEMÁTICA

El siguiente parámetro de correlación, corresponde los rangos de movilidad articular, es decir, los ángulos máximos para los movimientos en estudio: flexo-extensión, inclinación derecha-izquierda y rotación derecha-izquierda. Para cada uno de los individuos de la población muestral o trabajadora expuesta se obtuvo estos valores a partir de las capturas tridimensionales para el modelo dinámico establecido. Sin embargo, fue preciso en primera instancia, establecer una normal de comparación a partir del promedio de los datos obtenidos para cada uno de los individuos de la población considerada como sana (no expuestos). A continuación se presentan los datos obtenidos para esta normal:

**Tabla 3. Datos comparativos para los movimientos cinemáticos en estudio o ROM**

Tiempo (fps)	ANGULOS		
	Flexión - Extensión	Inclinación	Rotación
1	-60,5815	-34,6718	-38,2404
2	-60,6455	-34,5824	-38,1562
3	-60,6620	-34,3661	-37,9142
4	-60,5935	-34,0211	-37,5433
5	-60,3910	-33,5367	-37,0505
6	-60,0535	-32,8845	-36,4135
7	-59,5536	-32,0723	-35,6215
8	-58,7881	-31,1024	-34,6678
9	-57,7293	-29,9832	-33,5302
10	-56,3726	-28,6949	-32,2336
11	-54,7129	-27,2519	-30,7789
12	-52,7993	-25,6811	-29,1817
13	-50,6383	-23,9936	-27,3940
14	-48,1470	-22,2118	-25,5179
15	-45,2922	-20,3562	-23,5754
16	-42,1893	-18,4509	-21,5245
17	-38,9436	-16,5080	-19,3702

**Tabla 3. (Continuación)**

Tiempo (fps)	ANGULOS		
	Flexión - Extensión	Inclinación	Rotación
18	-35,5396	-14,5405	-17,1545
19	-31,9809	-12,5522	-14,8834
20	-28,4524	-10,5535	-12,5753
21	-24,9805	-8,5343	-10,2437
22	-21,5031	-6,4978	-7,8891
23	-18,0147	-4,4904	-5,5148
24	-14,4826	-2,3808	-3,1166
25	-11,2649	-0,3975	-0,7274
26	-7,8896	1,5821	1,7381
27	-4,6416	3,5098	4,0478
28	-1,4289	5,4877	6,4224
29	1,5965	7,4483	8,8604
30	4,5078	9,4407	11,2013
31	7,1241	11,3561	13,6008
32	9,5122	13,2847	15,9695
33	11,7060	15,1791	18,2884
34	13,7887	17,0298	20,5291
35	15,7287	18,8330	22,6786
36	17,5605	20,5667	24,7104
37	19,2775	22,2122	26,6172
38	20,8496	23,7674	28,4351
39	22,2722	25,2398	30,1394
40	23,6580	26,6259	31,7219
41	24,8780	27,9064	33,1363
42	25,8625	29,0659	34,3659
43	26,7860	30,1313	35,4414
44	27,5274	31,0927	36,3796
45	28,0850	31,9368	37,1805
46	28,5790	32,6764	37,8349
47	28,9223	33,3113	38,3788
48	29,1755	33,8274	38,8074
49	29,3740	34,2226	39,1116
50	29,4856	34,4964	39,2823
51	29,4688	34,6482	39,3161
52	29,3167	34,6997	39,2204
53	29,0594	34,6390	38,9985

**Tabla 3. (Continuación)**

Tiempo (fps)	ANGULOS		
	Flexión - Extensión	Inclinación	Rotación
54	28,7613	34,4395	38,6347
55	28,2431	34,0915	38,1249
56	27,7273	33,5881	37,4685
57	27,1416	32,9399	36,6664
58	26,2530	32,1391	35,7204
59	25,1076	31,1703	34,6180
60	23,7339	30,0371	33,3509
61	22,1996	28,7563	31,9222
62	20,4302	27,3380	30,3605
63	18,4398	25,7874	28,6726
64	16,2395	24,1189	26,8415
65	13,8284	22,3460	24,8937
66	11,1007	20,4852	22,8409
67	8,1582	18,5464	20,7013
68	5,1455	16,5540	18,4952
69	1,9747	14,5156	16,2113
70	-1,4380	12,4471	13,8387
71	-5,0515	10,3537	11,4000
72	-8,6399	8,2376	8,9469
73	-12,1866	6,1082	6,4656
74	-15,7679	3,9982	3,9854
75	-19,4243	1,9768	1,4517
76	-22,9773	-0,3612	-1,0065
77	-26,4025	-2,4778	-3,5153
78	-29,7624	-4,6829	-6,0103
79	-33,1098	-6,8455	-8,4532
80	-36,2513	-9,0628	-10,8866
81	-39,2058	-11,2227	-13,3102
82	-42,0743	-13,3413	-15,7054
83	-44,7671	-15,4190	-18,0503
84	-47,0931	-17,4163	-20,3237
85	-49,1707	-19,3258	-22,4847
86	-51,0402	-21,1399	-24,5171
87	-52,6165	-22,8522	-26,4209
88	-53,9362	-24,4610	-28,1962
89	-55,0932	-25,9733	-29,8207

**Tabla 3. (Continuación)**

Tiempo (fps)	ANGULOS		
	Flexión - Extensión	Inclinación	Rotación
90	-56,0771	-27,3789	-31,2701
91	-56,9321	-28,6741	-32,5665
92	-57,6585	-29,8558	-33,7129
93	-58,2783	-30,9094	-34,7286
94	-58,8138	-31,8384	-35,6021
95	-59,2542	-32,6343	-36,3313
96	-59,6352	-33,3183	-36,9581
97	-59,9895	-33,8850	-37,4928
98	-60,2778	-34,3268	-37,9363
99	-60,5012	-34,6223	-38,2153
100	-60,6861	-34,7785	-38,3098
101	-60,8088	-34,7884	-38,2420

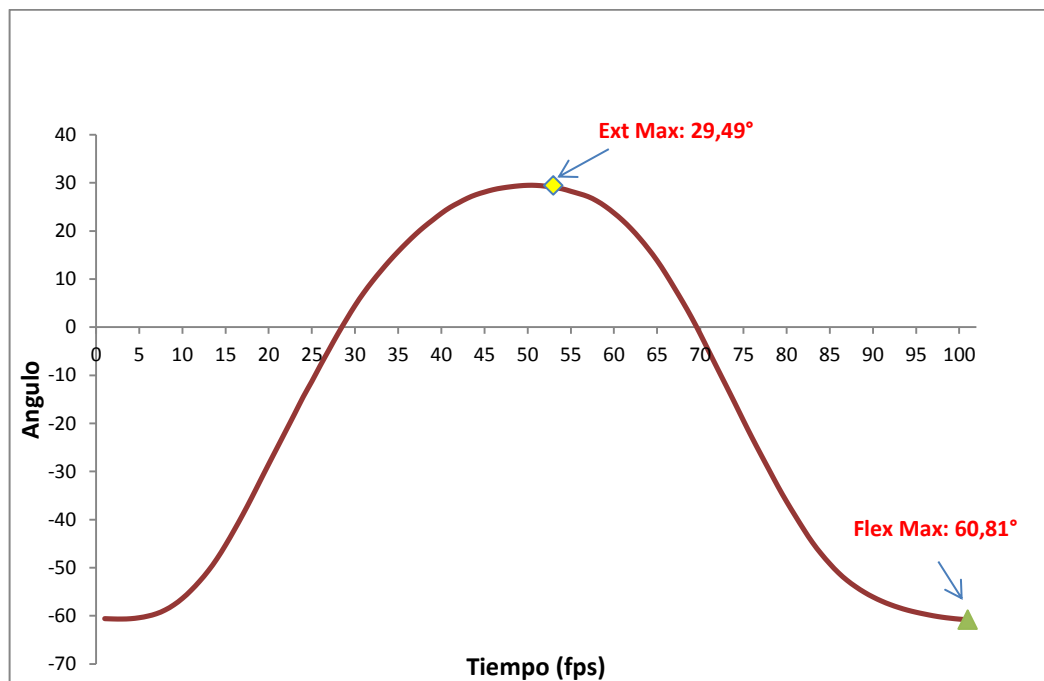
De acuerdo con la secuencia de cada movimiento y los ejes de referencia tomados, para el caso Flexión-Extensión, los valores negativos corresponden a la Flexión y los positivos a la Extensión; por su parte, para la Inclinación se tiene que los valores positivos corresponden a la inclinación hacia la derecha y por ende los negativos a la izquierda, y finalmente para el caso de Rotación los valores negativos hacen referencia al movimiento realizado hacia la derecha y los positivos hacia la izquierda.

En el Anexo 4 se presentan los reportes gráficos obtenidos para los 29 sujetos de la población sana o no expuesta, donde se muestran los ángulos en función al tiempo o a los cuadros de captura y a partir de cuyos datos se obtuvo la media de la población normal presentada en la Tabla 3.

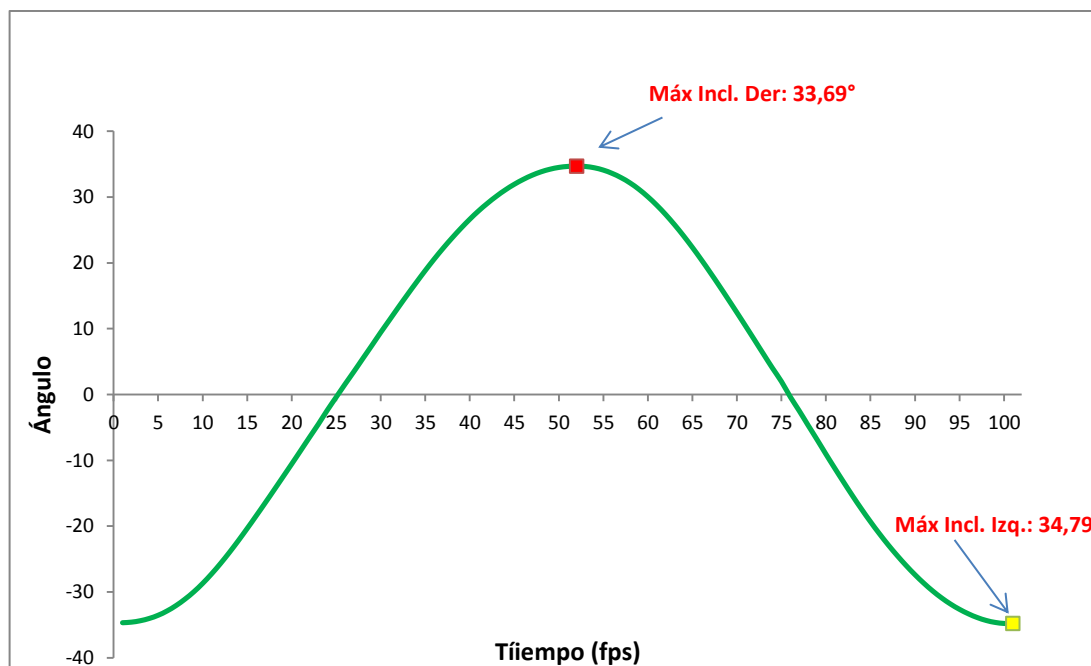
Para cada par de movimientos en estudio se determinó la curva normal o patrón de comparación de la cual se tomaron los valores máximos y mínimos los cuales representan los datos puntuales a partir de los cuales se evaluó la condición de movilidad de los Trabajadores Expuestos.

La representación gráfica de las curvas normales se presenta a continuación. En la Figura 8 se muestra que para el Movimiento de Extensión, el ángulo máximo fué de 29,49° y para la Flexión, el ángulo máximo fue de 60,81°. La secuencia de movimiento fue flexión – extensión – flexión.

**Figura 8. Curva normal o patrón obtenida para movimiento Flexión-Extensión**



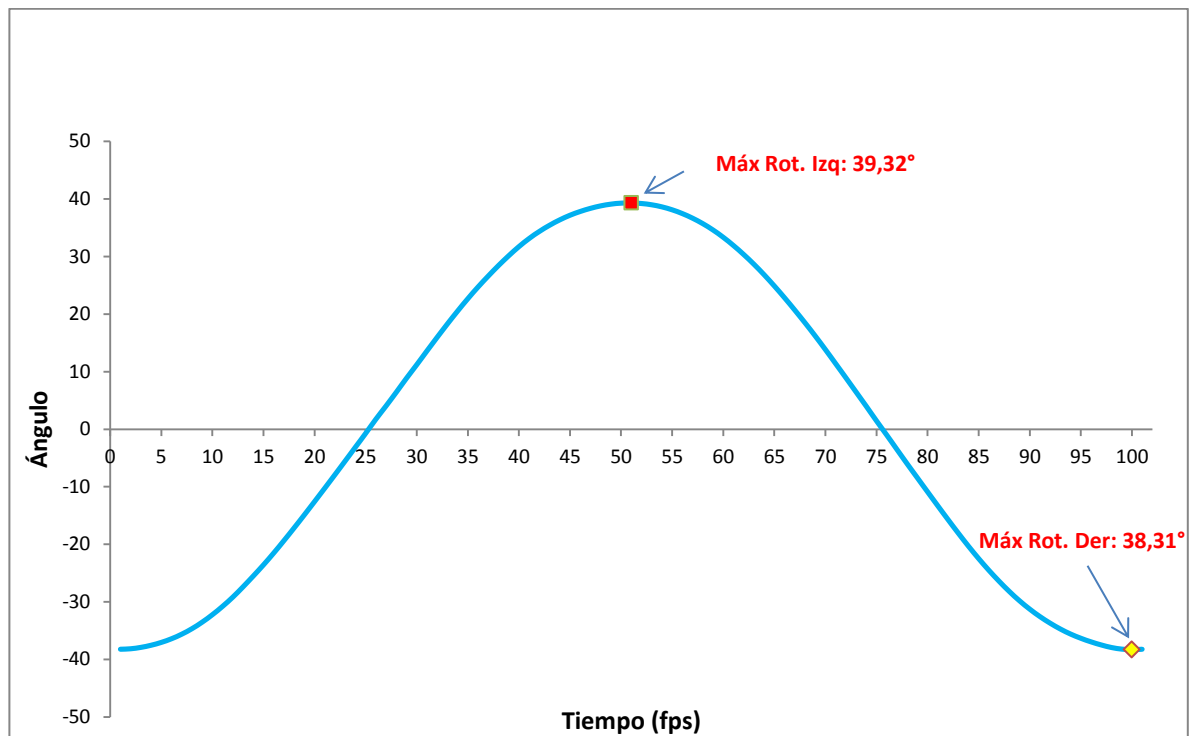
**Figura 9. Curva Normal o patrón obtenida para movimiento de Inclinación**



Esta figura 9 muestra que para el movimiento de Inclinación en el cuál se siguió la secuencia izquierda – derecha – izquierda se obtuvo que el ángulo máximo de inclinación hacia la derecha fué de  $33,69^{\circ}$  y hacia la izquierda de  $34,79^{\circ}$ .

Para el último movimiento de cinemática en estudio que fue de Rotación, en la Figura 10, se muestran que los ángulos máximos fueron los siguientes: izquierda  $39,32^{\circ}$  y derecha  $38,31^{\circ}$  siguiendo la secuencia derecha – izquierda – derecha.

**Figura 10. Curva Normal obtenida para movimiento de Rotación**



Los resultados de los ángulos máximos obtenidos para la población considerada sana o no expuesta y tomada como normal son un patrón de comparación (control) con el fin de determinar las diferencias y evaluar el significado respecto a los que fueron obtenidos para la población trabajadora.

En el Anexo 5, se presentan las gráficas reportadas por el software para cada uno de los movimientos en estudio, en esta oportunidad para la población trabajadora. Con la base de datos se logró determinar de igual manera para cada individuo los ángulos máximos alcanzados en los movimientos, cuyo resumen se muestra en la Tabla 4.

**Tabla 4. Ángulos máximos para los movimientos en estudio en la Población Trabajadora Expuesta.**

N°	CÓDIGO	Ángulos Flexión - Extensión		Ángulos Inclinación		Ángulos Rotación	
		Flex.	Ext.	Der.	Izq.	Der.	Izq.
1	12INTER-165-PTE01	52,52	16,54	26,79	34,42	43,70	38,12
2	12INTER-165-PTE02	52,27	16,76	22,54	14,90	20,37	24,73
3	12INTER-165-PTE03	42,38	24,76	33,93	29,40	28,17	35,12
4	12INTER-165-PTE04	32,16	14,10	31,04	21,31	25,03	31,00
5	12INTER-165-PTE05	50,58	13,29	24,15	23,66	44,56	39,09
6	12INTER-165-PTE06	59,64	48,85	37,62	32,94	42,76	53,53
7	12INTER-165-PTE07	49,43	20,28	31,44	27,78	32,63	38,04
8	12INTER-165-PTE08	63,10	14,07	21,41	19,97	29,26	32,11
9	12INTER-165-PTE09	40,46	11,54	27,80	26,67	33,30	32,11
10	12INTER-165-PTE10	52,35	42,16	23,54	27,76	35,66	35,16
11	12INTER-165-PTE11	47,52	30,45	22,15	38,75	44,12	45,43
12	12INTER-165-PTE12	63,17	32,69	32,93	28,72	25,68	23,83
13	12INTER-165-PTE13	75,99	30,39	35,64	33,35	35,28	37,07
14	12INTER-165-PTE14	50,93	41,43	37,65	33,08	28,17	22,82
15	12INTER-165-PTE15	59,87	67,33	41,61	34,01	42,44	43,66
16	12INTER-165-PTE16	36,59	37,56	25,88	24,27	37,09	33,23
17	12INTER-165-PTE17	63,62	26,94	35,25	24,54	38,59	43,66

A continuación se muestra la comparación entre los datos de ángulos o rangos de movilidad obtenidos para la población normal (considerada sana) respecto a la población expuesta (Tabla 5). Se registra entonces diferencias en algunos casos considerables respecto a la normal, no llegándose a alcanzar o acercar a los valores de la misma, pero en otros casos se evidencia que la población trabajadora expuesta, supera los rangos de movilidad de la población control. La diferencia más amplia (por debajo) se presenta en un 57% para uno de los casos en el movimiento de Inclinación a la izquierda, y el caso de máxima diferencia (por encima) se presenta en extensión, llegando el individuo a superar en 128% el valor del patrón.

**Tabla 5. Comparación entre Población Normal y Población Trabajadora Expuesta para los movimientos en estudio.**

REFERENCIA	Ángulos Max. Flexión - Extensión		Ángulos Max. Inclinación		Ángulos Max. Rotación	
	Flex (°)	Ext (°)	Der (°)	Izq (°)	Der (°)	Izq (°)
<b>NORMAL</b>	<b>60,81</b>	<b>29,49</b>	<b>33,69</b>	<b>34,79</b>	<b>38,31</b>	<b>39,32</b>
<b>12INTER-165-PTE01</b>	<b>52,52</b>	<b>16,54</b>	<b>26,79</b>	<b>34,42</b>	<b>43,70</b>	<b>38,12</b>
DIFERENCIA	8,29	12,95	6,90	0,37	-5,39	1,20
<b>%DIFERENCIA</b>	<b>14%</b>	<b>44%</b>	<b>20%</b>	<b>1%</b>	<b>-14%</b>	<b>3%</b>
<b>12INTER-165-PTE02</b>	<b>52,27</b>	<b>16,76</b>	<b>22,54</b>	<b>14,90</b>	<b>20,37</b>	<b>24,73</b>
DIFERENCIA	8,54	12,73	11,15	19,89	17,94	14,59
<b>%DIFERENCIA</b>	<b>14%</b>	<b>43%</b>	<b>33%</b>	<b>57%</b>	<b>47%</b>	<b>37%</b>
<b>12INTER-165-PTE03</b>	<b>42,38</b>	<b>24,76</b>	<b>33,93</b>	<b>29,40</b>	<b>28,17</b>	<b>35,12</b>
DIFERENCIA	18,43	4,73	-0,24	5,39	10,14	4,20
<b>%DIFERENCIA</b>	<b>30%</b>	<b>16%</b>	<b>-1%</b>	<b>15%</b>	<b>26%</b>	<b>11%</b>
<b>12INTER-165-PTE04</b>	<b>32,16</b>	<b>14,10</b>	<b>31,04</b>	<b>21,31</b>	<b>25,03</b>	<b>31,00</b>
DIFERENCIA	28,65	15,39	2,65	13,48	13,28	8,32
<b>%DIFERENCIA</b>	<b>47%</b>	<b>52%</b>	<b>8%</b>	<b>39%</b>	<b>35%</b>	<b>21%</b>
<b>12INTER-165-PTE05</b>	<b>50,58</b>	<b>13,29</b>	<b>24,15</b>	<b>23,66</b>	<b>44,56</b>	<b>39,09</b>
DIFERENCIA	10,23	16,20	9,54	11,13	-6,25	0,23
<b>%DIFERENCIA</b>	<b>17%</b>	<b>55%</b>	<b>28%</b>	<b>32%</b>	<b>-16%</b>	<b>1%</b>
<b>12INTER-165-PTE06</b>	<b>59,64</b>	<b>48,85</b>	<b>37,62</b>	<b>32,94</b>	<b>42,76</b>	<b>53,53</b>
DIFERENCIA	1,17	-19,36	-3,93	1,85	-4,45	-14,21
<b>%DIFERENCIA</b>	<b>2%</b>	<b>-66%</b>	<b>-12%</b>	<b>5%</b>	<b>-12%</b>	<b>-36%</b>
<b>12INTER-165-PTE07</b>	<b>49,43</b>	<b>20,28</b>	<b>31,44</b>	<b>27,78</b>	<b>32,63</b>	<b>38,04</b>
DIFERENCIA	11,38	9,21	2,25	7,01	5,68	1,28
<b>%DIFERENCIA</b>	<b>19%</b>	<b>31%</b>	<b>7%</b>	<b>20%</b>	<b>15%</b>	<b>3%</b>
<b>12INTER-165-PTE08</b>	<b>63,10</b>	<b>14,07</b>	<b>21,41</b>	<b>19,97</b>	<b>29,26</b>	<b>32,11</b>
DIFERENCIA	-2,29	15,42	12,28	14,82	9,05	7,21
<b>%DIFERENCIA</b>	<b>-4%</b>	<b>52%</b>	<b>36%</b>	<b>43%</b>	<b>24%</b>	<b>18%</b>
<b>12INTER-165-PTE09</b>	<b>40,46</b>	<b>11,54</b>	<b>27,80</b>	<b>26,67</b>	<b>33,30</b>	<b>32,11</b>
DIFERENCIA	20,35	17,95	5,89	8,12	5,01	7,21
<b>%DIFERENCIA</b>	<b>33%</b>	<b>61%</b>	<b>17%</b>	<b>23%</b>	<b>13%</b>	<b>18%</b>
<b>12INTER-165-PTE10</b>	<b>52,35</b>	<b>42,16</b>	<b>23,54</b>	<b>27,76</b>	<b>35,66</b>	<b>35,16</b>
DIFERENCIA	8,46	-12,67	10,15	7,03	2,65	4,16
<b>%DIFERENCIA</b>	<b>14%</b>	<b>-43%</b>	<b>30%</b>	<b>20%</b>	<b>7%</b>	<b>11%</b>
<b>12INTER-165-PTE11</b>	<b>47,52</b>	<b>30,45</b>	<b>22,15</b>	<b>38,75</b>	<b>44,12</b>	<b>45,43</b>
DIFERENCIA	13,29	-0,96	11,54	-3,96	-5,81	-6,11
<b>%DIFERENCIA</b>	<b>22%</b>	<b>-3%</b>	<b>34%</b>	<b>-11%</b>	<b>-15%</b>	<b>-16%</b>



**Tabla 5. (Continuación)**

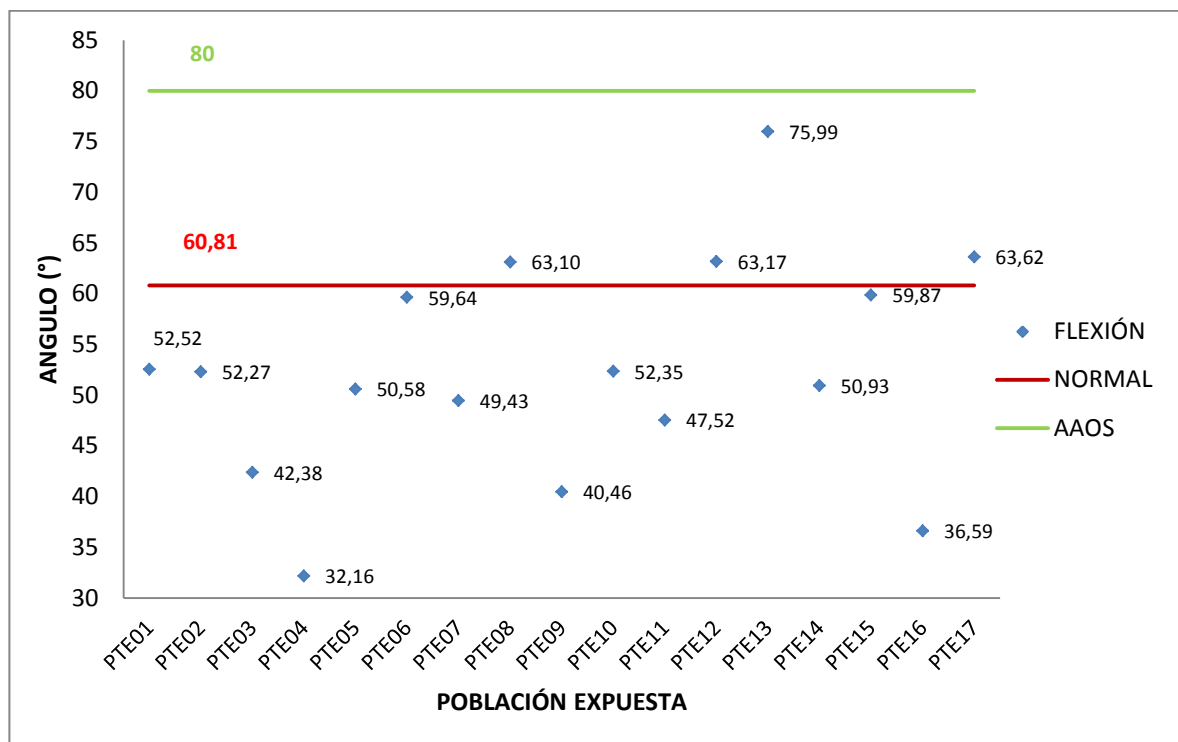
REFERENCIA	Ángulos Max. Flexión - Extensión		Ángulos Max. Inclinación		Ángulos Max. Rotación	
	Flex (°)	Ext (°)	Der (°)	Izq (°)	Der (°)	Izq (°)
<b>NORMAL</b>	<b>60,81</b>	<b>29,49</b>	<b>33,69</b>	<b>34,79</b>	<b>38,31</b>	<b>39,32</b>
<b>12INTER-165-PTE12</b>	<b>63,17</b>	<b>32,69</b>	<b>32,93</b>	<b>28,72</b>	<b>25,68</b>	<b>23,83</b>
DIFERENCIA	-2,36	-3,20	0,76	6,07	12,63	15,49
<b>%DIFERENCIA</b>	<b>-4%</b>	<b>-11%</b>	<b>2%</b>	<b>17%</b>	<b>33%</b>	<b>39%</b>
<b>12INTER-165-PTE13</b>	<b>75,99</b>	<b>30,39</b>	<b>35,64</b>	<b>33,35</b>	<b>35,28</b>	<b>37,07</b>
DIFERENCIA	-15,18	-0,90	-1,95	1,44	3,03	2,25
<b>%DIFERENCIA</b>	<b>-25%</b>	<b>-3%</b>	<b>-6%</b>	<b>4%</b>	<b>8%</b>	<b>6%</b>
<b>12INTER-165-PTE14</b>	<b>50,93</b>	<b>41,43</b>	<b>37,65</b>	<b>33,08</b>	<b>28,17</b>	<b>22,82</b>
DIFERENCIA	9,88	-11,94	-3,96	1,71	10,14	16,50
<b>%DIFERENCIA</b>	<b>16%</b>	<b>-40%</b>	<b>-12%</b>	<b>5%</b>	<b>26%</b>	<b>42%</b>
<b>12INTER-165-PTE15</b>	<b>59,87</b>	<b>67,33</b>	<b>41,61</b>	<b>34,01</b>	<b>42,44</b>	<b>43,66</b>
DIFERENCIA	0,94	-37,84	-7,92	0,78	-4,13	-4,34
<b>%DIFERENCIA</b>	<b>2%</b>	<b>-128%</b>	<b>-24%</b>	<b>2%</b>	<b>-11%</b>	<b>-11%</b>
<b>12INTER-165-PTE16</b>	<b>36,59</b>	<b>37,56</b>	<b>25,88</b>	<b>24,27</b>	<b>37,09</b>	<b>33,23</b>
DIFERENCIA	24,22	-8,07	7,81	10,52	1,22	6,09
<b>%DIFERENCIA</b>	<b>40%</b>	<b>-27%</b>	<b>23%</b>	<b>30%</b>	<b>3%</b>	<b>15%</b>
<b>12INTER-165-PTE17</b>	<b>63,62</b>	<b>26,94</b>	<b>35,25</b>	<b>24,54</b>	<b>38,59</b>	<b>43,66</b>
DIFERENCIA	-2,81	2,55	-1,56	10,25	-0,28	-4,34
<b>%DIFERENCIA</b>	<b>-5%</b>	<b>9%</b>	<b>-5%</b>	<b>29%</b>	<b>-1%</b>	<b>-11%</b>

Para evidenciar las diferencias y tendencias en los rangos de movilidad, se muestran en representaciones gráficas la manera de distribución de los datos por cada movimiento.

La Figura 11 representa las diferencias que se dan en la Tabla 5 para el movimiento de Flexión. Se muestra conjuntamente al ángulo normal calculado de comparación para flexión, el cual corresponde a 60,81°, una referencia teórica de rango de movilidad para flexión dado por la Asociación de Cirujanos Ortopédicos (AAOS) y que es de 80°. Es posible notar que respecto al valor teórico, ningún individuo de la población expuesta lo supera. Respecto al valor normal o patrón determinado, la tendencia es que la mayor parte de los individuos expuestos (76,47%) alcanzan ángulos máximos de flexión que están por debajo de la normal. El más alejado alcanzó 32,16° de flexión, lo cual es una diferencia del 47% respecto al normal. El 23,53% de la población expuesta, está por encima del valor normal, es decir 4 de los trabajadores.

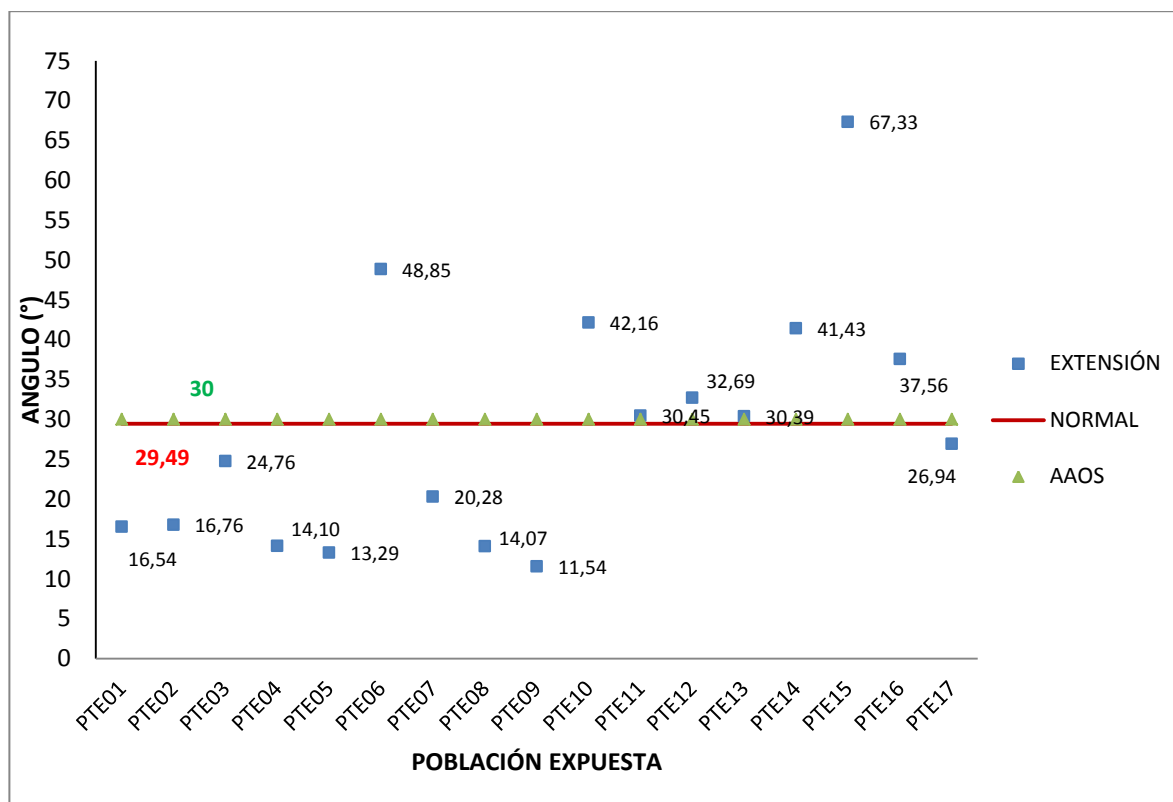
Al obtener el promedio del ángulo máximo de flexión para la población trabajadora expuesta que está por debajo del valor normal, se obtiene que es de 48,21°, esto representa una diferencia del 20,72% respecto a esta normal. Vale la pena mencionar que al hacer una comparación del patrón normal calculado está a una diferencia de 19,19° por debajo del dato teórico según la AAOS.

**Figura 11. Análisis comparativo entre población normal y expuesta para flexión**



En lo que respecta al movimiento de Extensión, en la Figura 12, se muestra los aspectos de interés para el análisis. En primer lugar, evidencia una mínima diferencia entre el ángulo máximo de extensión calculado para la población normal el cual fue de 29,49° respecto al teórico que da la AAOS el cual corresponde a 30°. La diferencia es de 0,51° y de hecho gráficamente se ven superpuestos, una normal bastante próxima a los valores teóricos.

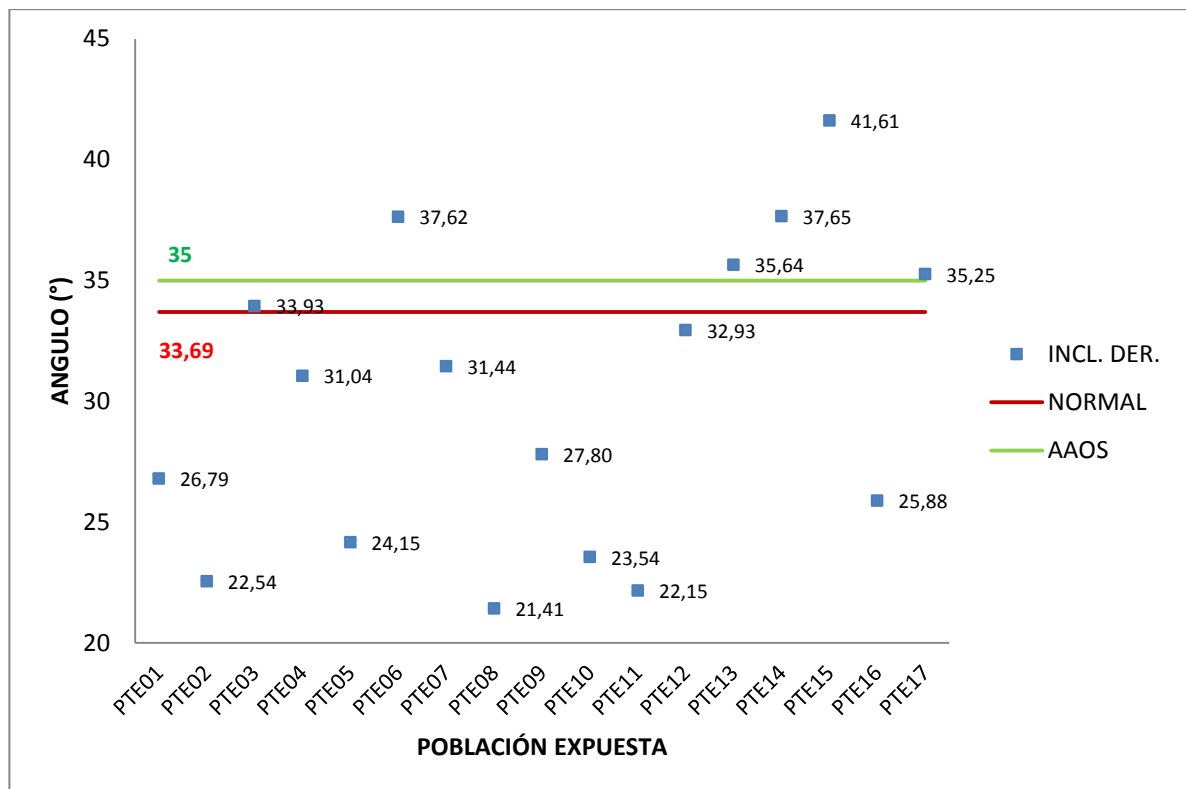
**Figura 12. Análisis comparativo entre población normal y expuesta para extensión**



Para este movimiento en particular, se puede evidenciar que la distribución de los datos de la población trabajadora expuesta respecto al patrón normal calculado está más equilibrada, de hecho el 47,06% de la población en estudio presenta un ángulo de extensión máximo por debajo de la normal. El promedio del ángulo de este porcentaje de individuos es de 16,42°, lo cual significa 44,33% de diferencia respecto a la normal. El 52,94% de la población trabajadora expuesta, evidenció mayor movilidad en extensión respecto a la normal.

La figura 13 permite hacer el análisis comparativo para el movimiento de inclinación hacia la derecha. Se muestra una tendencia similar a la extensión, donde el ángulo máximo calculado para la población normal o control (33,69°) solo presenta una diferencia pequeña de 1,31° respecto al AAOS (35°).

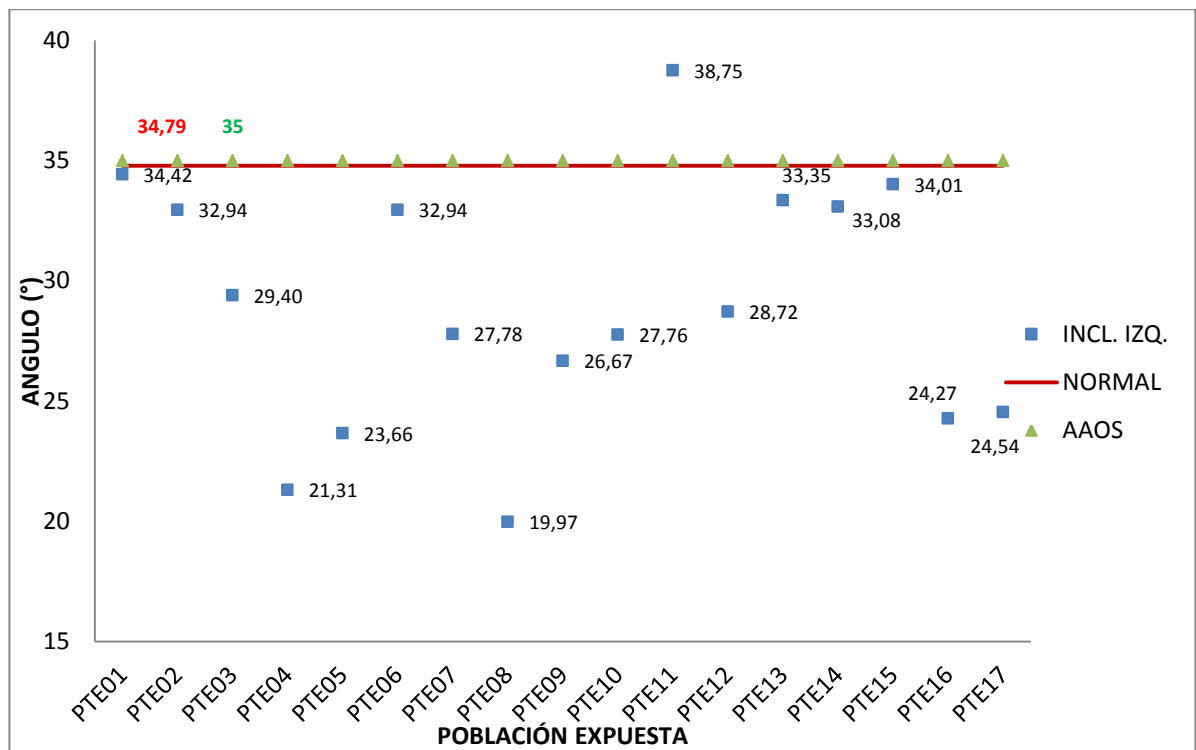
**Figura 13. Análisis comparativo entre población normal y expuesta para inclinación hacia la derecha.**



El comportamiento de los datos de la población expuesta respecto a la normal, tiene tendencia a estar por debajo, es decir que para el 64,71% de la población la movilidad en cuanto a inclinación hacia el lado derecho, no alcanza el valor normal. El promedio del rango o ángulo de movilidad para este grupo de 11 trabajadores es de 26,33°, esto es 7,36° por debajo de la normal. El resto de población trabajadora que corresponde al 35,29% mostró que para inclinación hacia la derecha tienen mayor rango de movilidad, incluso hasta superior que el valor teórico que presenta la AAOS.

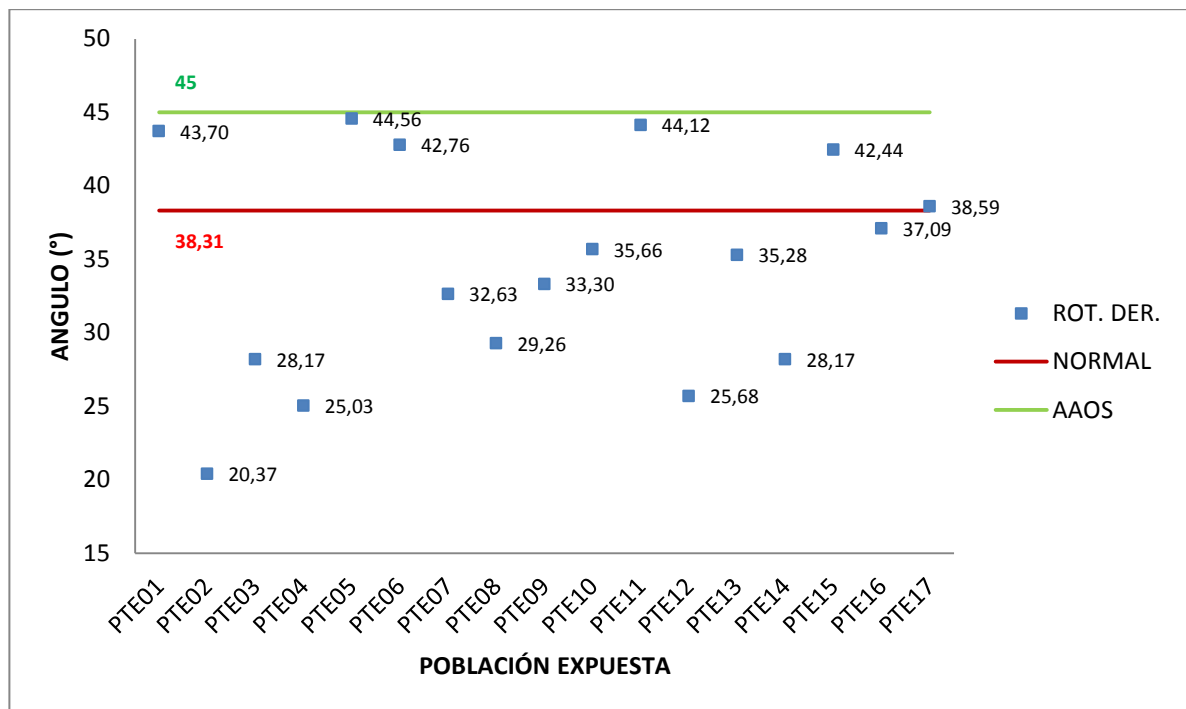
Por su parte, en lo que respecta al movimiento de inclinación a la izquierda, la tendencia en cuanto al rango o ángulo máximo de movilidad es que la mayor parte de la población expuesta (94,12%) está por debajo de la normal la cual corresponde a 34,79°. El promedio de ángulo de inclinación es de 28,43°, alejándose en 6,36° respecto a la normal. Solo un individuo de la población expuesta mostro mayor movilidad que la normal, incluso mayor que la teórica (35°), la cual también es bastante cercana a la normal. En la figura 14 se pueden evidenciar estas tendencias.

**Figura 14. Análisis comparativo entre población normal y expuesta para inclinación hacia la izquierda.**



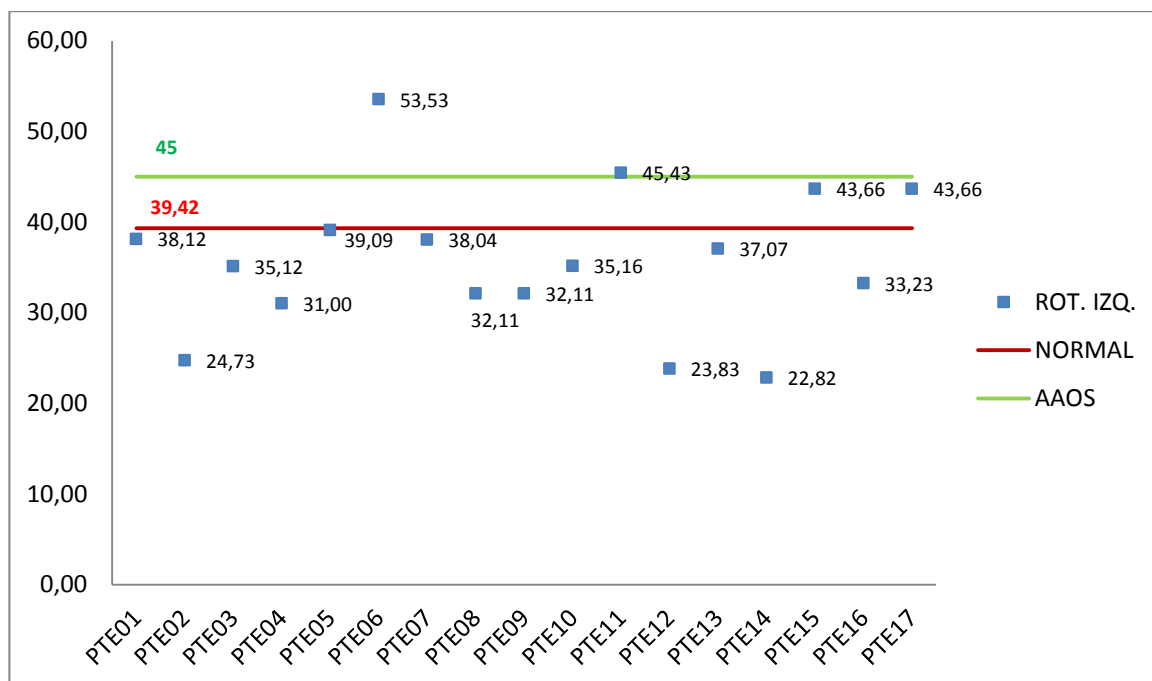
Los últimos movimientos evaluados fueron los de rotación. En la figura 15 se muestran las tendencias para la rotación hacia la derecha. Lo primero en detectar es la diferencia entre el alcance máximo de la normal que fue de  $38,31^{\circ}$  respecto al valor teórico AAOS que corresponde a  $45^{\circ}$ , una diferencia por debajo de  $6,69^{\circ}$ . Del total de población estudiada, es decir la población trabajadora expuesta, el 64,7% (11 trabajadores) no llegaron al alcance máximo de rotación derecha normal, presentándose en un promedio de  $30,06^{\circ}$  de movilidad, esto representa una diferencia de  $8,25^{\circ}$  por debajo de la normal. Por el contrario el 35,9% de la población expuesta superó el rango de movilidad normal, acercándose más al valor teórico.

**Figura 15. Análisis comparativo entre población normal y expuesta para rotación hacia la derecha.**



Respecto al movimiento de rotación a la izquierda, cuyos datos se muestran en la Figura 16 se ve un comportamiento similar a la rotación a la derecha en cuanto a la diferencia entre el valor normal determinado con la población sana comparado con el teórico AAOS, siendo esta diferencia de 6,83° por debajo. De igual manera se mantiene la tendencia de que la mayor parte de la población en estudio (trabajadores expuestos) que representa para este caso un 76,47% (13 individuos) no alcanzan el rango de movilidad de la normal, teniéndose un promedio de rango de movilidad de los trabajadores por debajo de 32,49°, lo que significa una diferencia de 6,83° con respecto a la normal. El resto de la población en estudio, es decir el 23,53% mostró un alcance de movilidad de rotación hacia la izquierda por encima de la normal.

**Figura 16. Análisis comparativo entre población normal y expuesta para rotación hacia la izquierda.**



La Tabla 6 muestra en resumen la distribución de los datos de la población trabajadora expuesta para cada movimiento articular respecto a la normal establecida.

**Tabla 6. Resumen de Distribución de la población expuesta respecto a las normales**

MOVILIDAD ARTICULAR	ANGULO MAX NORMAL (°)	% Población Trabajadora Expuesta		Angulo Máx (°) Promedio por debajo*	Diferencia Promedio (°) por debajo*
		Bajo Normal	Sobre Normal		
Flexión	60,81	76,47	23,53	48,21	12,6
Extensión	29,49	47,06	52,94	16,42	13,07
Inclin. Der.	33,69	64,71	35,29	26,33	7,36
Inclin. Izq.	34,79	94,12	5,88	28,43	6,36
Rot. Der.	38,31	64,71	35,29	30,06	8,25
Rot. Izq.	39,32	76,47	23,53	32,49	6,83

\* Para este promedio se excluyeron aquellos individuos con rangos de movilidad por encima de la normal.

Es posible evidenciar que exceptuando para Extensión, la tendencia es que la respuesta de movilidad de los trabajadores expuestos es menor a lo que determina el grupo de individuos considerados sanos o no expuestos. Esto se refleja en que para el resto de los movimientos más del 60% de los individuos estudiados no alcanzan el valor normal, y que al respecto, la diferencia en grados oscila entre los 6,36° (en el movimiento de inclinación hacia la izquierda y 13,07° (para el movimiento de extensión).

Queda claro que al realizar una comparación directa de los datos se aprecia una movilidad reducida para la población trabajadora expuesta relacionable a afectación en columna lumbar, y que al partir de la hipótesis que se pretende comprobar en el presente estudio, tal diferencia respecto a la población patrón o normal se debe a la exposición de este grupo de trabajadores a VCE durante el desarrollo de sus actividades sobre maquinarias pesadas para el sector de la construcción.

Sin embargo, es importante tomar en consideración ciertos aspectos: en primer lugar, el rango de movilidad es una evaluación física que depende mucho de las características individuales, es decir, la edad, el peso, la estatura, el género, la contextura física, el tipo de actividad o labor que se realiza diariamente, entre otros, lo cual puede influir en la flexibilidad lumbar y reflejarse en aumentos funcionales del ROM, o en disminución, tal y como lo afirman K.-F Ng. y otros<sup>61</sup> en sus investigaciones y revisiones teóricas sobre otros estudios, por tanto al establecer un patrón o normal de comparación se deben tomar en cuenta estos aspectos y controlar que las características de esta población sean lo más similar posible a la población en estudio. Personas no expuestas a VCE pueden por ejemplo tener movilidad reducida por sedentarismo o poca flexibilidad, y por el contrario trabajadores expuestos quienes se movilizan constantemente debido a las características propias del trabajo pueden presentar mayor movilidad. De hecho, los datos registrados experimentalmente muestran ciertos porcentajes de individuos expuestos que lograron una movilidad por encima del patrón o normal e inclusive por encima de la misma referencia teórica de la AAOS.

Uno de los aspectos no considerados durante el desarrollo de la investigación con respecto a la población normal, fue controlar el género y la edad, puesto que esta población estuvo constituida por mujeres y hombres, es decir mixta y en su mayoría jóvenes (Edad Promedio: 27,1±10,7) sin tener la consideración de que la población trabajadora expuesta eran todos hombres de mayor edad (Edad

---

<sup>61</sup> K.-F. Ng Joseph et al. Comparison of lumbar range of movement and lumbar Lordosis in back pain patients and matched controls. Hong Kong. En: J Rehabil Med, 2002, Vol.34, p. 109.



Promedio:  $48,2 \pm 10,9$ ), por tanto no se fué restrictivo y homogéneo en cuanto a estos aspectos y así comparar sobre poblaciones de similares características.

Se dice que la variación en la movilidad puede o no estar asociado a dolor habiendo investigaciones que afirman una relación directa pero se tienen otras que concluyen con que no existe diferencia significativa. Esto puede soportarse con la investigación de K.-F Ng. y otros<sup>62</sup>.

Partiendo desde la utilidad de las pruebas físicas de ROM desde el punto de vista clínico, donde la disminución de los rangos de movilidad se asocia a la existencia de dolor, el cual muchas veces se presenta debido a las características del trabajo, por factores posturales, de esfuerzos, maquinarias, irregularidades en los terrenos de desplazamiento, entre otras, y que puede representar un alerta sobre alguna posible afectación a nivel lumbar; este debió ser un factor a determinar en la investigación, encuestando a los individuos de la población trabajadora expuesta, para saber si sentían o no esta sintomatología, y de ser respuestas positivas, determinar aproximadamente los tiempos en los cuales se vino manifestando, lo que hubiese podido ser un factor importante en la determinación directa de la relación de este parámetro con respecto a la exposición a Vibración de Cuerpo Entero.

Además de que la muestra control debió ser homogénea respecto a la población trabajadora expuesta, un seguimiento continuado en un período de tiempo de los rangos de movilidad para los individuos bajo estudio hubiese permitido una mejor estadística para la comparación y llegar a la afirmación de que posibles lesiones en la columna lumbar de estos están presentes como resultado de la exposición a VCE lo que se refleja para varios trabajadores en disminución de los rangos de movilidad.

## **7.2. ACTIVIDAD MUSCULAR. VARIABLE A PARTIR DE ELECTROMIOGRAFÍA DE SUPERFICIE.**

El tercer parámetro de correlación considerado como otra variable dependiente es el Pico Máximo de Actividad Muscular, es decir la actividad eléctrica en mV más alta registrada mediante la prueba de electromiografía de superficie para cada uno de los músculos en estudio durante la ejecución de la secuencia de movimientos antes descritos. Al igual que con la variable dependiente anterior se determinó un

---

<sup>62</sup> Ibid., p. 110

patrón de comparación a partir de los datos registrados para la población considerada sana o no expuesta que se presenta a continuación:

**Tabla 7. Actividad Muscular Máxima Normal**

CALCULO DE LA ACTIVACIÓN MUSCULAR MÁXIMA NORMAL (PROMEDIO)		
E. Longísimo (mV)	E. Iliocostal (mV)	Multífido (mV)
0,90592	0,75644	1,98676

Se puede observar de estos parámetros que para el músculo Multífido se registró mayor activación muscular. Esto era de esperarse pues este es el músculo más fuerte de la columna lumbar con funcionalidad en la rotación, inclinación lateral y en extensión.

En el Anexo 6 se muestran los registros electromiográficos (en forma gráfica) obtenidos por el software y a partir de cuyos datos fue posible determinar los datos presentados en la Tabla 7, adicionalmente en el Anexo 7 se presentan los registros electromiográficos de la población trabajadora expuesta a partir de cuyos datos fue posible obtener los picos máximos de actividad para cada trabajador por músculo en estudio. A continuación se presentan estos datos:

**Tabla 8. Actividad Muscular Máxima para población expuesta**

TRABAJADORES	E. Longísimo (mV)	E. Iliocostal (mV)	Multífido (mV)
PTE01	0,231	2,861	0,106
PTE02	0,106	0,11	0,367
PTE03	0,425	0,412	0,781
PTE04	1,187	4,624	1,386
PTE05	3,799	3,799	3,799
PTE06	0,223	0,079	1,851
PTE07	1,015	0,259	3,327
PTE08	0,177	0,107	0,131
PTE09	0,145	1,044	3,157
PTE10	0,229	0,476	3,758
PTE11	0,388	0,525	0,89
PTE12	0,384	0,18	0,436

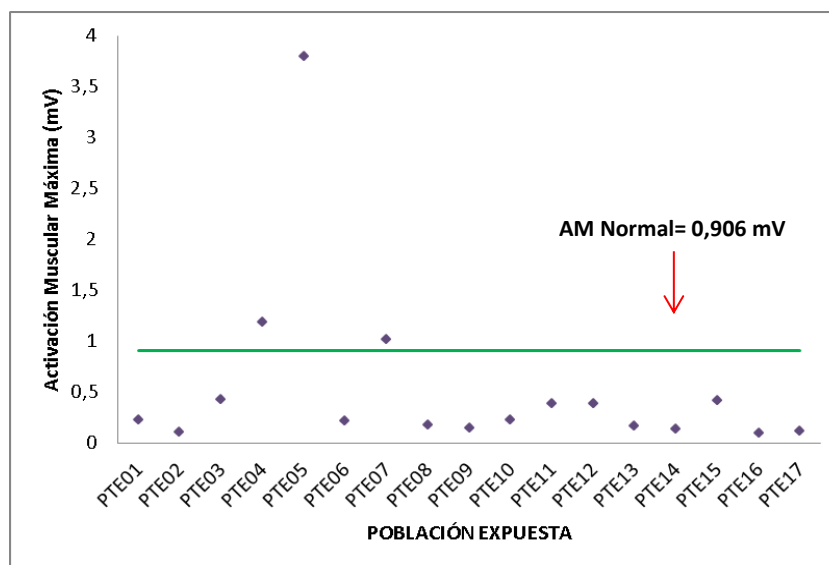
**Tabla 8. (Continuación)**

TRABAJADORES	E. Longísimo (mV)	E. Iliocostal (mV)	Multifido (mV)
PTE13	0,173	0,38	2,663
PTE14	0,141	0,196	0,227
PTE15	0,417	0,325	0,523
PTE16	0,103	0,164	0,181
PTE17	0,12	0,196	3,799

Representaciones gráficas de los datos presentados en la tabla anterior permiten mostrar de mejor manera la distribución de los mismos respecto al patrón de comparación o normal.

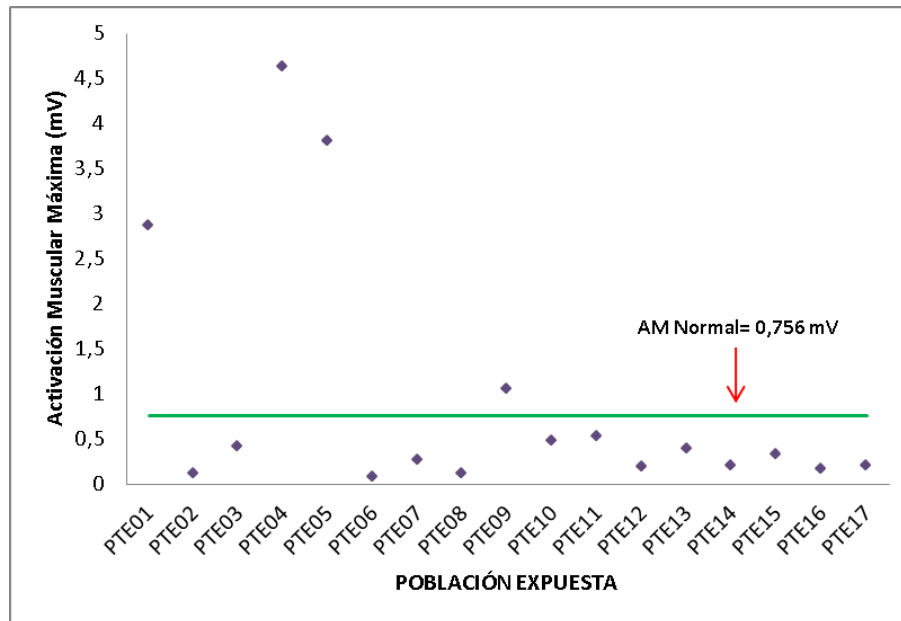
En la Figura 17 se muestra los datos de pico máximo de actividad muscular máxima de la población trabajadora expuesta para el músculo E. Longísimo y como es su distribución respecto al patrón normal o de comparación cuyo valor es de 0,906 mV. Se aprecia que la mayoría de los datos se encuentran por debajo de la normal, esto es el 82,35% de los individuos en estudio. El promedio del parámetro para este grupo es de 0,233 mV, esto representa una diferencia por debajo respecto a la normal de 0,673 mV.

**Figura 17. Comparativo entre Activación Muscular Máxima. Músculo: E. Longísimo**



Para el caso del E. Iliocostal, en la Figura 18 se presenta el comparativo del parámetro de activación muscular máxima cuyo valor patrón o normal corresponde a 0,756 mV.

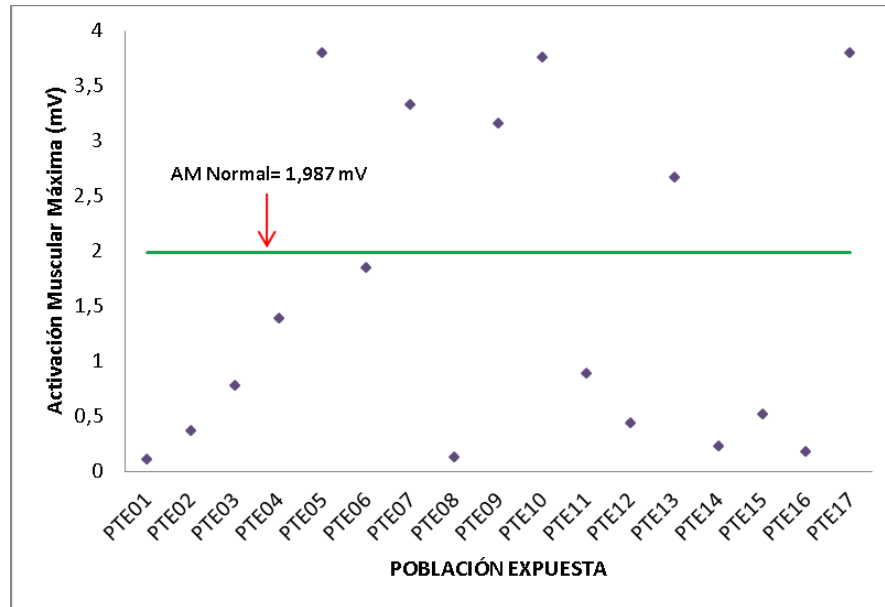
**Figura 18.** Comparativo entre Activación Muscular Máxima. Músculo: E. Iliocostal



Es posible observar claramente que la tendencia también es a que la mayoría de los valores del parámetro en estudio para la población trabajadora expuesta es por debajo del patrón, representando el 76,47%. La diferencia que puede determinarse del promedio de estos datos respecto a la normal es de 0,494 mV.

Ahora bien, en lo que respecta al músculo Multifido, el comportamiento de los datos de la población en estudio mantiene la tendencia de los anteriores, es decir, el mayor porcentaje de datos se encuentran por debajo de la normal cuyo valor es de 1,987 mv, esto es un 64,71% de los individuos, pero también es posible apreciar que hay mayor activación para este músculo y que los valores tienden a dispersarse más en comparación con ellos mismos. En la Figura 19 puede observarse estas tendencias.

**Figura 19. Comparativo entre Activación Muscular Máxima. Músculo: Multifido**



La diferencia del promedio de los datos de activación muscular máxima por debajo de la población en estudio respecto a la normal es de 1,361mV.

Respecto a los datos de activación muscular, es importante tomar en consideración que en una señal electromiográfica cuando un músculo permanece en reposo no se registra ningún tipo de señal eléctrica, a medida que el músculo se activa ya se registran señales. Al tomar de esos registros como patrón normal de comparación el pico máximo de actividad muscular media de la población considerada como sana o no expuesta, los valores por debajo del mismo representa una actividad muscular muy normal por lo que puede decirse que para la mayor parte de la población expuesta no se tiene afectación en estos músculos que rodean la columna lumbar: E. Iliocostal, E. Longísimo y Multifido. Según una publicación de Electromiografía Cinesiológica cuyo autor es Villarroya<sup>63</sup> menor actividad eléctrica respecto al patrón indica una normalidad en la funcionalidad muscular lo que implica que cuando hay mayor contracción de los músculos, que en el caso del estudio fueron activados por la secuencia de movimiento se incrementó la señal eléctrica.

<sup>63</sup> Villarroya A., M.A. Electromiografía Cinesiológica. Departamento de Fisiatría, Universidad de Zaragoza. [En Línea].Rehabilitación, Vol. 39, No. 6. 2005. Disponible en: <<http://www.elsevier.es/es-revista-rehabilitacion-120-articulo-electromiografia-cinesiolologica-13082197>>

### 7.3. CORRELACIÓN DE VARIABLES

El estudio de la correlación o dependencia entre la aceleración de vibración ponderada en frecuencia ( $A_w$ ) y la movilidad articular se busca mediante un ajuste de datos por regresión lineal. Adicionalmente se estudia también la influencia de los años de experiencia de los trabajadores expuestos en actividades de manejo de maquinarias pesadas. La tabla 9, muestra estos parámetros de correlación.

**Tabla 9. Variables de Correlación**

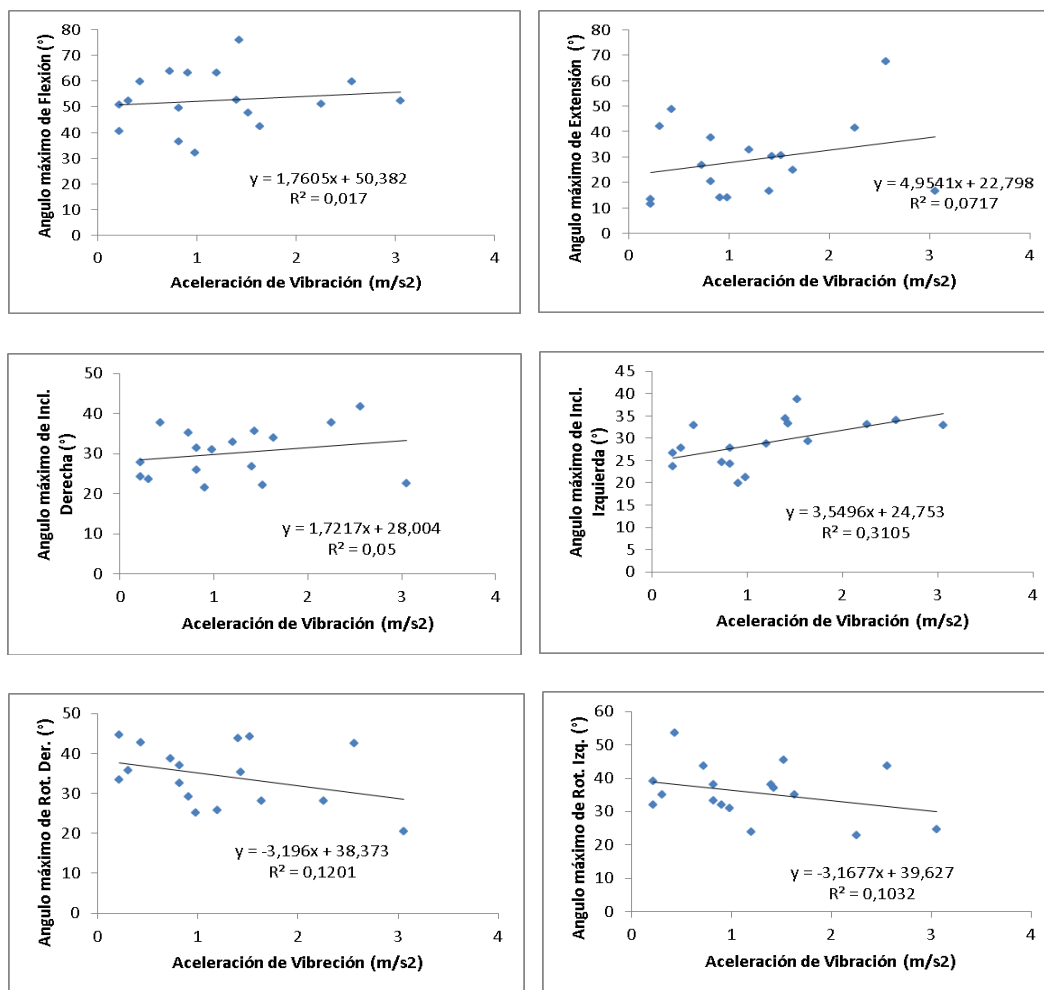
INDIVIDUO	aw (m/s <sup>2</sup> )	EXPERIENCIA (años)	ANGULOS					
			FLEXIÓN	EXTENSIÓN	INCL. DER.	INCL. IZQ.	ROT. DER.	ROT. IZQ.
PTE01	1,4028	25	52,52	16,54	26,79	34,42	43,7	38,12
PTE02	3,0558	24	52,27	16,76	22,54	32,94	20,37	24,73
PTE03	1,6371	30	42,38	24,76	33,93	29,4	28,17	35,12
PTE04	0,9817	32	32,16	14,1	31,04	21,31	25,03	31
PTE05	0,2194	12	50,58	13,29	24,15	23,66	44,56	39,09
PTE06	0,4333	1	59,64	48,85	37,62	32,94	42,76	53,53
PTE07	0,8192	41	49,43	20,28	31,44	27,78	32,63	38,04
PTE08	0,9059	8	63,1	14,07	21,41	19,97	29,26	32,11
PTE09	0,2213	20	40,46	11,54	27,8	26,67	33,3	32,11
PTE10	0,3081	25	52,35	42,16	23,54	27,76	35,66	35,16
PTE11	1,5228	25	47,52	30,45	22,15	38,75	44,12	45,43
PTE12	1,1999	13	63,17	32,69	32,93	28,72	25,68	23,83
PTE13	1,4291	18	75,99	30,39	35,64	33,35	35,28	37,07
PTE14	2,2556	2	50,93	41,43	37,65	33,08	28,17	22,82
PTE15	2,5621	27	59,87	67,33	41,61	34,01	42,44	43,66
PTE16	0,8197	10	36,59	37,56	25,88	24,27	37,09	33,23
PTE17	0,728	8	63,62	26,94	35,25	24,54	38,59	43,66

En la Figura 20, se presentan los ajustes de los datos para los ángulos de máximos de movilidad (Flexión, Extensión, Inclinación Derecha, Inclinación Izquierda, Rotación Derecha y Rotación Izquierda) respecto a la Aceleración de Vibración  $A_w$ . De acuerdo a los coeficientes de determinación  $r^2$  no existe una correlación aceptable entre estas variables de estudio, ya que estos valores tal y como se muestran en la tabla 10, por tanto no hay influencia lineal de la aceleración de vibración  $A_w$  sobre la movilidad articular.

**Tabla 10. Coeficiente de Correlación Aw frente a movilidad**

MOVILIDAD	r2
Flexión	0,017
Extensión	0,0717
Inclin. Der.	0,05
Inclin. Izq.	0,3105
Rot. Der.	0,1201
Rot. Izq.	0,1032

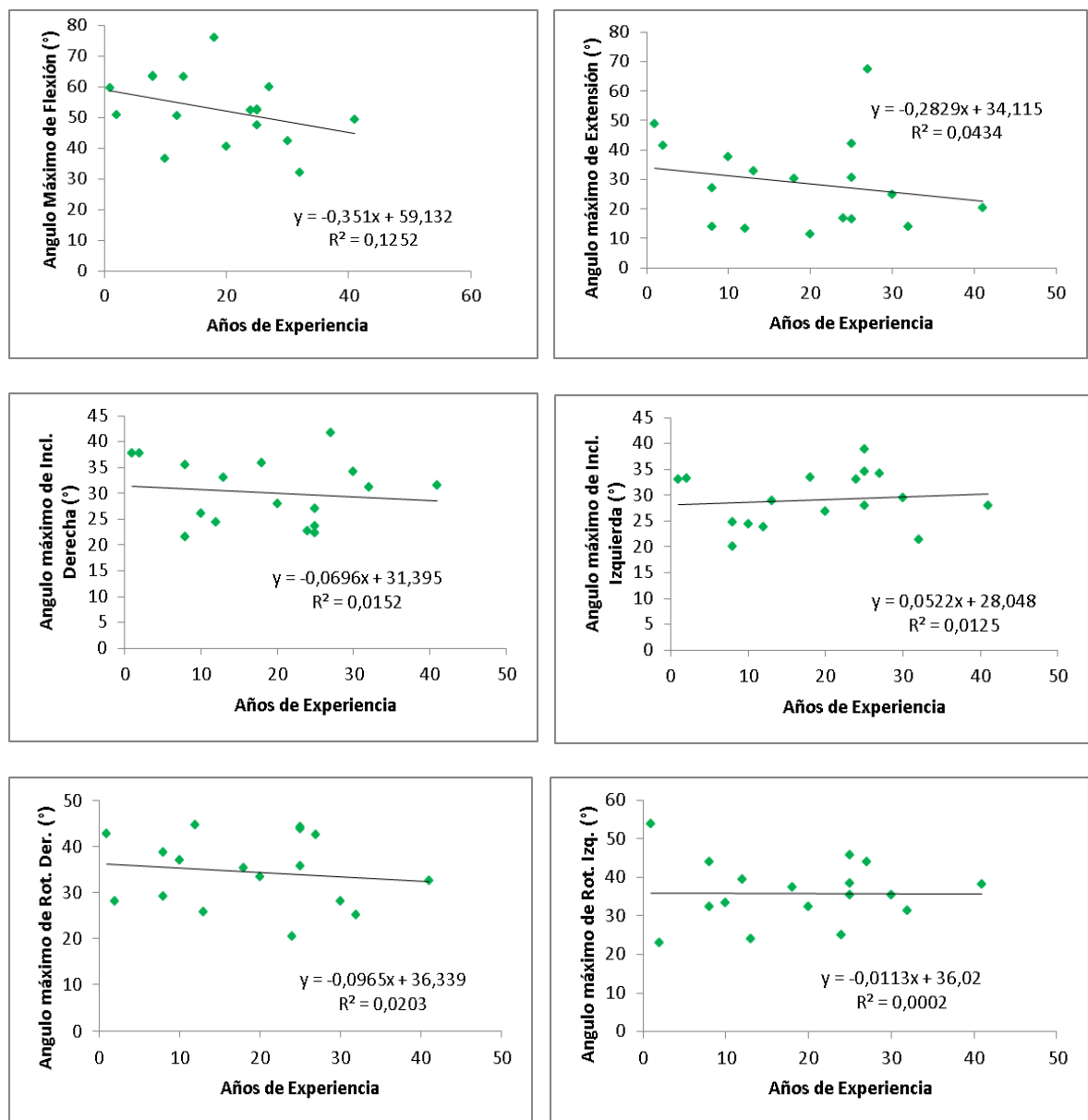
**Figura 20. Influencia de la Aw sobre la movilidad lumbar**



Se esperaba un comportamiento de pendiente negativa como el que tendió a observarse en el caso de los movimientos de rotación, donde a aceleraciones ponderadas en frecuencia  $A_w$  mayores se predijera una lesión en columna lumbar traducido por la disminución de los rangos de movilidad.

Por otra parte, en la Figura 21 se muestra la correlación lineal de los años de experiencia respecto a la movilidad.

**Figura 21. Influencia de los años de experiencia sobre la movilidad lumbar**





Al evaluar, de la misma manera que se hizo en la correlación anterior en función a los coeficientes de determinación  $r^2$  los cuales se presentan en la tabla 11 se observa que los años de experiencia tampoco tienen una influencia lineal sobre la movilidad. Se esperaba que a mayores años de experiencia se pudiese tener una menor movilidad referida a posibles afectaciones en la columna lumbar.

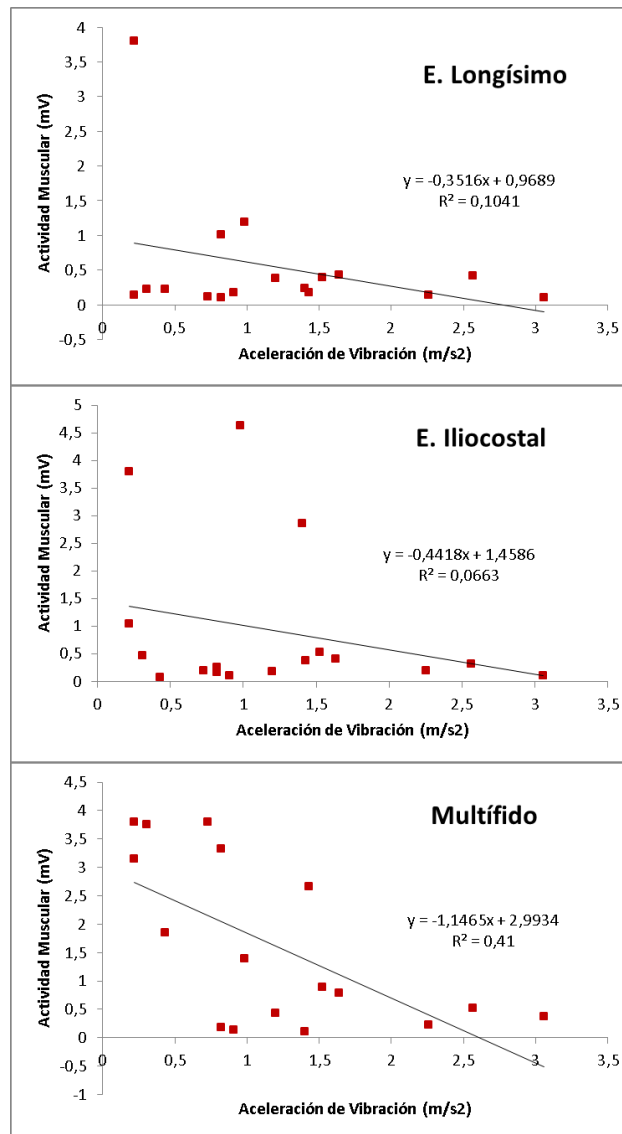
**Tabla 11. Coeficiente de Correlación: años de experiencia frente a movilidad**

MOVILIDAD	$r^2$
Flexión	0,1252
Extensión	0,0434
Inclin. Der.	0,0152
Inclin. Izq.	0,0125
Rot. Der.	0,0203
Rot. Izq.	0,0002

Al notar la deficiente o nula correlación de estas variables en estudio mediante regresión lineal, se trató de hacer otros tipos de ajustes matemáticos (logarítmicos, exponenciales, polinómicos), sin embargo tampoco se lograron resultados satisfactorios. Debido al número reducido de individuos de la población trabajadora expuesta no fue posible excluir datos que al analizarlos se pudieran considerar atípicos afectando las posibilidades de correlación. Tampoco se pudo establecer grupos con características similares como por ejemplo agrupación por edades, por tipo de maquinaria que se maneja, y evaluar los comportamientos, debido a los datos insuficientes para este tipo de análisis.

A continuación se presenta los resultados para la correlación o influencia de la aceleración ponderada en frecuencia  $A_w$  sobre la actividad muscular determinada con Electromiografía de Superficie (en función al pico máximo de actividad muscular) para cada uno de los músculos seleccionados (Figura 22)

**Figura 22. Influencia de la Aceleración de Vibración sobre la Actividad Muscular**



Como puede observarse, para ninguno de los músculos se muestra una correlación lineal entre las variables en estudio, tomando en consideración el factor de determinación  $r^2$ , los cuales para los tres ajustes son tendientes a 0 (Tabla 12) . Era de esperarse, contrario a las tendencias mostradas, un aumento de la actividad muscular para aceleraciones de frecuencia ponderada mayores, ya que cuando los músculos están sometidos a algún movimiento o actividad como el que se origina por efecto de las vibraciones transmitidas a cuerpo entero su actividad debería ser mayor. Al igual que en las correlaciones anteriores se hicieron pruebas con ajustes no lineales sin resultados satisfactorios.

**Tabla 12. Coeficiente de Correlación Aw frente a Actividad Muscular**

<b>ACTIVIDAD MUSCULAR</b>	<b>r2</b>
E. Longísimo	0,1041
E. Iliocostal	0,0663
Multífido	0,41

Ahora bien, es importante considerar en este caso que aparentemente y por la simple interpretación de picos máximos de actividad muscular, los resultados de las electromiografías no reflejaron la posible existencia de alguna lesión a nivel de los músculos evaluados lo que hace que los datos tal vez no sean apropiados para correlacionar. Se debe tomar en cuenta que el propósito de la presente investigación no era determinar exactamente el tipo de lesiones a nivel de la columna lumbar sino detectar posibles desviaciones con los tipos de evaluaciones funcionales aplicadas que reflejaran una tendencia hacia afectación lumbar y así afirmar que es debido la exposición de los trabajadores a VCE, por ello el uso de esta variable de amplitud puntual tomada de las electromiografías. La poca cantidad de datos a correlacionar debido a la limitante en el acceso y colaboración de la población trabajadora expuesta fue influyente en no contar con una base estadística representativa que hubiese podido arrojar dependencias entre las variables analizadas.

## 8. CONCLUSIONES

Después del desarrollo de la metodología planteada y tomando en consideración los cuestionamientos respecto al problema que pretendía desarrollarse con este proyecto de investigación, se puede concluir lo siguiente:

- Con las aceleraciones ponderadas en frecuencias  $A_w$  obtenidas mediante la aplicación de la Norma ISO 2631 se determinó a priori que el 80% de la población trabajadora expuesta sometida a esta investigación sobrepasa los  $0,5 \text{ m/s}^2$  que es el valor de acción considerado por esta norma y para lo cual bajo estas condiciones esos trabajadores no podrían realizar jornadas de trabajo de 8 horas diarias ya que podrían llegar a posibles lesiones lumbares (respaldando las conclusiones de la investigación que antecede). Sin embargo, se considera que la cantidad de mediciones realizadas no es representativa, puesto que es necesario realizar un seguimiento en un determinado período de tiempo a estos trabajadores en sus labores y aplicar la metodología de la norma en varias jornadas y a diferentes horarios (al menos 3 al día) a manera de que se pueda tener una estadística que muestre con mayor confiabilidad las magnitudes de vibración en cuerpo entero a las que se están exponiendo. Es importante considerar que la  $A_w$  se ve influenciada entre otras cosas por condiciones del terreno, de las máquinas y estos son aspectos que también deben considerarse. Una mayor cantidad de población para el estudio era necesaria puesto que hubiese permitido una clasificación más amplia por grupos tomando en consideración los factores de riesgos potenciales producto de la exposición a VCE. El factor limitante fue la cantidad de empresas colaboradoras y la disponibilidad de los trabajadores expuestos debido a las jornadas de trabajo.

- De acuerdo a los resultados de la evaluación cinemática de ROM se determinó una movilidad reducida en cuanto a los alcances máximos principalmente de flexión, inclinaciones laterales y rotación (no se dio de igual manera para la extensión), donde más del 50% de la población trabajadora expuesta reflejó alcances por debajo de la población patrón o normal. Tal disminución puede atribuirse a lesiones lumbares. Sin embargo, se introdujo un error en cuanto a la población patrón o normal puesto que no hay una similitud en características como edad y género que son importantes para establecer las comparaciones planteadas en el estudio. La reducción de movilidad en una persona es dependiente de las características individuales, y no del todo atribuible a lesiones o afectaciones de columna, por tanto se considera una prueba que debe ser metodológicamente más controlada.

- La determinación de los picos máximos de actividad muscular a partir de los datos de espectros de amplitud de las electromiografías para la población trabajadora expuesta para los músculos E. Longísimo, E. Iliocostal y Multifidus, no reflejó aparentes niveles de afectación en columna una vez realizada la comparación con el patrón normal o de población no expuesta, pues la mayor parte de los trabajadores reflejaron menor actividad eléctrica lo que fue asociado a normalidad en la función de los músculos. Sin embargo el análisis fue bastante superficial tomando en consideración que no se pudo hacer comparaciones con las Contracciones Máximas Voluntarias como una forma válida de cuantificación de señal electromiográfica a partir de señales de amplitud. Muy probablemente con un análisis más detallado de las señales electromiográficas en el dominio del tiempo o de las frecuencias de los que se pueda extraer la mayor cantidad de información, así como la normalización tomando en cuenta la Contracción Máxima Voluntaria, se pueden obtener mejores resultados y detección de posibles lesiones musculares alrededor de la columna lumbar producto de exposición a VCE.

- Los datos obtenidos de rangos de movilidad máximos y activación muscular máxima que fueron utilizados como variables dependientes para correlacionar a la aceleración ponderada en frecuencia, no reflejaron dependencia alguna que permitiera establecer un modelo de comportamiento y así predecir afectaciones en columna lumbar para los trabajadores del sector de la construcción expuestos a vibraciones de cuerpo entero. Es posible reorientar la metodología experimental y buscar mejor control sobre la variable independiente. Estructurar en el tiempo un control de laboratorio para medición de la magnitud de vibración simultáneamente con determinación de activación muscular a través de electromiografía podrá generar un modelo controlado y patrón que se cruce posteriormente con los datos obtenidos en campo mediante la aplicación de la norma ISO 2631 y así poder predecir como se esperaba con este estudio afectaciones a la columna lumbar.

## BIBLIOGRAFÍA

AYARI, H., THOMAS M., DORÉ S., SERRUS O. Evaluation of lumbar vertebra injury risk to the seated human body when exposed to vertical vibration. En: Journal of Sound and Vibrations. 2009, no. 321, p. 454-470.

BAZRGARI B. et al. Seated whole body vibrations with high-magnitude accelerations- relative roles of inertia and muscle force. En: Journal of Biomechanics, 2008, vol. 41, p. 2639-2646.

BENÍTEZ GONZÁLEZ, Norma A. Medición y análisis de señales de vibraciones mecánicas y su efecto en la salud y el confort [en línea]. Tesis de Maestría. México: Centro de investigación en computación, Instituto Politécnico Nacional, 2012. p. 9. [consultado 18 de Octubre de 2014]. Disponible en Internet: <http://www.saber.cic.ipn.mx/cake/SABERsvn/trunk/Repositorios/webVerArchivo/1550/2>.

BLOOD R., RYNELL P., JOHNSON P. Whole-body vibration in heavy equipment operators of a front-end loader: Role of task exposure and tire configuration with and without traction chains. En: Journal of Safety Research, Estados Unidos. Diciembre, 2012, vol. 43, ediciones 5 – 6, p 357-364.

BLÜTHNER R., SEIDEL H., and HINZ B. Myoelectric Response of back muscles to vertical random whole-body vibration with different magnitudes at different postures. En: Journal of Sound and Vibration, Alemania, 2002, Vol. 253 (1), p 37-56.

BRÜEL AND KJAER. Human Vibrations. 1989. Citado por BENÍTEZ G., N. A. Medición y análisis de señales de vibraciones mecánicas y su efecto en la salud y el confort. Tesis de Maestría. México: Centro de investigación en computación, Instituto Politécnico Nacional, 2012. p. 11.

CHAVEZ Cristian, URREGO Ana. Aplicación de la Norma ISO 2631 para la medición de las Vibraciones de Cuerpo Entero en los trabajadores del sector de la construcción de la ciudad de Cali. Pasantía de Investigación Ingeniero Industrial. Santiago de Cali: Universidad Autónoma de Occidente. Facultad de Ingeniería. 2014. 146 p.

CLAVIJO IZQUIERDO, Juan Pablo. Diagnóstico, evaluación y análisis de las vibraciones transmitidas en los trabajadores por máquinas, herramientas portátiles y sus posibles efectos en la salud, en empresas del sector metalmeccánico de la ciudad de Santiago Cali. Tesis de Grado Ingeniero Industrial. Santiago de Cali: Universidad Autónoma de Occidente. Facultad de Ingeniería. 2012. 99 p.

COSTA Néelson, AREZES Pedro. The influence of operator driving characteristics in whole-body vibration exposure from electrical fork-lift trucks. En: International Journal of Industrial Ergonomics, Portugal. 2009, no. 39, p. 34-38.

Curso de Análisis de Vibraciones. Vibración Simple [en línea]. España: SINAIS Ingeniería de Mantenimiento, 2013 [Consultado 18 de Octubre de 2013]. Disponible en internet: [http://www.sinais.es/Recursos/Curso-vibraciones/fundamentos/vibracion\\_simple.html](http://www.sinais.es/Recursos/Curso-vibraciones/fundamentos/vibracion_simple.html).

FAJARDO ZAPATA., Alvaro. L. et al. Estado de salud de los trabajadores del sector de la construcción en Bogotá Colombia [en línea]. En: Ciencia & Trabajo. Bogotá, 2010, n° 38, p. 410-413. [consultado 20 de Mayo del 2014]. Disponible en internet: <http://www.cienciaytrabajo.cl/pdfs/38/pagina410.pdf>

FEDERACION DE ASEGURADORES COLOMBIANOS - FASECOLDA. Estadísticas de riesgos profesionales. Enfermedades Profesionales 2000 – 2010 [en línea]. [consultado 17 de Septiembre de 2013]. Disponible en internet: <http://www.fasecolda.com/fasecolda/BancoMedios/Documentos%20Office/enfermedad%20profesional%202000-2010b.xls>

FERNÁNDEZ BERNANGA, Marcos et al. Muestreo y Evaluación de la Exposición a las Vibraciones Mecánicas en el Sector de la Construcción [en línea]. Seguridad y Medio Ambiente. España, 2010. p. 28. [consultado 22 de Octubre de 2013]. Disponible en Internet: <http://www.mapfre.com/fundacion/html/revistas/seguridad/n117/articulo2.html>.

GARRIDO JAÉN, José David. La valoración funcional. Aplicaciones en el ámbito de la discapacidad y el daño corporal. Modelo de transferencia tecnológica de laboratorios de valoración de la discapacidad y del daño corporal [en línea]. Tesis Doctoral. España: Universitat Politècnica de València. Departamento de Ingeniería Mecánica y de Materiales. 2012. p. 33. [consultado 18 de Enero de 2015]. Disponible en Internet: <https://riunet.upv.es/bitstream/handle/10251/16466/tesisUPV3807.pdf?sequence=1>.

GOMEZ-CANO A., María. Evaluación de las vibraciones de cuerpo completo sobre el confort, percepción y mareo producido por el movimiento. Instituto Nacional de Seguridad e Higiene en el Trabajo. Norma Técnica de Prevención NTP 784. Disponible en Internet: <  
<http://www.insht.es/InshtWeb/Contenidos/Documentacion/FichasTecnicas/NTP/Ficheros/751a785/784%20.pdf>>

GRIFFIN, Michael J. Vibraciones, riesgos generales [en línea]. España. p. 50.2. [consultado 22 de Octubre de 2013]. Disponible en Internet: <http://www.insht.es/InshtWeb/Contenidos/Documentacion/TextosOnline/EnciclopediaOIT/tomo2/5.pdf>

GUERRA César, CARROLA Miguel, VILLALOBOS José. Fundamentos de las Vibraciones Mecánicas. [en línea] En: Fime UANL, 2005, p 16-20. Disponible en Internet: <http://es.scribd.com/doc/35811460/6/Clasificacion-de-las-vibraciones-mecanicas>.

HENAO ROBLEDO, Fernando. Riesgos Físicos I: ruido, vibraciones y presiones anormales. Colombia, Ecoe Ediciones, 2007, 119. p

HUERTA, Antonio de la Iglesia. Vibraciones: vigilancia de la salud en trabajadores expuestos [en línea]. Notas Técnicas de Prevención 963. Instituto Nacional de Seguridad e Higiene en el Trabajo. España.[consultado 22 de Octubre de 2013]. Disponible en Internet: <http://www.insht.es/InshtWeb/Contenidos/Documentacion/NTP/NTP/Ficheros/961a972/ntp963w.pdf>.

HUESO CALVO, R. y MARÍN ZURDO, J. Valoración de una nueva herramienta, para el estudio del movimiento, en la valoración del daño corporal [en línea]. En: Trauma Fund MAPFRE, Vol. 22, n° 4. p. 220. [consultado 18 de Enero de 2015]. Disponible en Internet: [http://www.mapfre.com/fundacion/html/revistas/trauma/v22n4/pdf/02\\_01.pdf](http://www.mapfre.com/fundacion/html/revistas/trauma/v22n4/pdf/02_01.pdf).

INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. Mechanical vibration and shock – Evaluation of human exposure to whole-body vibration, Part 1: General requirements. ISO 2631-1. 2 ed. Geneve, Suiza: ISO, 1997. 1 p.



K.-F. NG J., RICHARDSON C. A., KIPPERS V. AND PARNIANPOUR M. Comparison of lumbar range of movement and lumbar Lordosis in back pain patients and matched controls. Hong Kong. En: J Rehabil Med, 2002, Vol.34, p. 109.

KUMAR, S. Theories of musculoskeletal injury causation. Department of Physical Therapy, University of Alberta. Canadá. En: Ergonomics, 2001, vol. 44, p.17.

LARA ROMERO, M. F. et al. Actividad electromiográfica normal en la marcha humana [en línea]. En: Biomecánica, 1996, p.110 [consultado el 18 de Enero de 2015]. Disponible en Internet: <https://upcommons.upc.edu/revistes/bitstream/2099/5622/1/article6.pdf>.

MANI Ramakrishnan. et al. The effect of occupational whole-body vibration on standing balance: A systematic review. En: International Journal of Industrial Ergonomics, Nueva Zelanda. Junio, 2010, nº 40, p. 698-709.

MARCO SANZ, C. Cinesiología de la Columna Vertebral [en línea]. wzar.unizar.es [consultado 18 de Octubre de 2014] Disponible en Internet: <http://wzar.unizar.es/acad/cinesio/Documentos/Cinesiologia%20Columna.pdf>.

MARTÍNEZ C, Cristina. El Método de Estudio de Casos, estrategia metodológica de la investigación científica.[en línea] ciruelo.uninorte. [Consulta el 25/05/2012]. Disponible en: [http://ciruelo.uninorte.edu.co/pdf/pensamiento\\_gestion/20/5\\_El\\_metodo\\_de\\_estudio\\_de\\_caso.pdf](http://ciruelo.uninorte.edu.co/pdf/pensamiento_gestion/20/5_El_metodo_de_estudio_de_caso.pdf).

MARTÍNEZ RICO, José M. Fundamentos de Vibraciones Mecánicas. Definiciones y Terminología. [en línea]. México: Facultad de Ingeniería Mecánica Eléctrica y Electrónica, Universidad de Guanajuato. p. 4. [consultado 18 de Octubre de 2013]. Disponible en internet: <http://www.ingenierias.ugto.mx/profesores/chema/documentos/Vibraciones%20Mec%C3%A1nicas/FundamentosdeVibraciones.pdf>

MASNSFIELD Neil, GRIFFIN Michael. Non-linearities in apparent mass and transmissibility during exposure to whole-body vertical vibration. En: Journal of Biomechanics. 2000, nº 33, p. 933-941.

MASSÓ Núria. et al. Aplicaciones de la electromiografía de superficie en el deporte [en línea]. En: Apunts Med Esport, Barcelona – España. Vol. 45, n° 165. p. 128. [consultado 18 de Enero de 2015]. Disponible en Internet: [http://apps.elsevier.es/watermark/ctl\\_servlet?\\_f=10&pident\\_articulo=13151497&pident\\_usuario=0&pcontactid=&pident\\_revista=277&ty=58&accion=L&origen=bronco%20&web=www.apunts.org&lan=es&fichero=278v45n166a13151509pdf001.pdf](http://apps.elsevier.es/watermark/ctl_servlet?_f=10&pident_articulo=13151497&pident_usuario=0&pcontactid=&pident_revista=277&ty=58&accion=L&origen=bronco%20&web=www.apunts.org&lan=es&fichero=278v45n166a13151509pdf001.pdf).

MENÉNDEZ DÍEZ, Faustino. Higiene Industrial: manual para la formación del especialista [en línea]. España, Lex Nova, 2008, p. 338. [Consultado 18 de Octubre de 2013]. Disponible en Internet: [https://books.google.com.co/books?id=JHIJRMFBCjQC&pg=PA338&lpg=PA338&dq=concepto+de+aceleraci%C3%B3n+de+vibraci%C3%B3n&source=bl&ots=kWsF4Usyds&sig=LSH5pefK2QL\\_RWweZunH2govTdM&hl=es-419&sa=X&ei=p3PZVKe8LoW4ggSepYMQ&ved=0CFAQ6AEwCQ#v=onepage&q=concepto%20de%20aceleraci%C3%B3n%20de%20vibraci%C3%B3n&f=false](https://books.google.com.co/books?id=JHIJRMFBCjQC&pg=PA338&lpg=PA338&dq=concepto+de+aceleraci%C3%B3n+de+vibraci%C3%B3n&source=bl&ots=kWsF4Usyds&sig=LSH5pefK2QL_RWweZunH2govTdM&hl=es-419&sa=X&ei=p3PZVKe8LoW4ggSepYMQ&ved=0CFAQ6AEwCQ#v=onepage&q=concepto%20de%20aceleraci%C3%B3n%20de%20vibraci%C3%B3n&f=false).

MINISTERIO DE TRABAJO Y ASUNTOS SOCIALES. Real Decreto 1311/2005, de 4 de noviembre, sobre la protección de la salud y la seguridad de los trabajadores frente a los riesgos derivados o que puedan derivarse de la exposición a vibraciones mecánicas. BOE n° 265 05-11-2005. España. 2005. 4 p.

MURRAY R. S. y LARRY J. S. Estadística. México, D.F. 4ta edición. Mc Graw-Hill. 2009.256p

PANTRIGO FERNANDEZ, Juan José. Análisis biomecánico del movimiento humano mediante técnicas de visión artificial [en línea]. [escet.urjc.es](http://escet.urjc.es) [consultado el 15 de Enero de 2015]. Disponible en Internet: [http://www.escet.urjc.es/~jjpantrigo/papers/AnalisisMH\\_VA.pdf](http://www.escet.urjc.es/~jjpantrigo/papers/AnalisisMH_VA.pdf).

PEYDRO M.F. et al. Análisis cinético y cinemático del gesto <<levantarse de una silla>> en pacientes con lumbalgias [en línea]. En: Rehabilitación, España: Instituto de Biomecánica de Valencia, Abril 2011, Vol. 45, n° 02. [consultado 14 de Enero de 2015]. Disponible en Internet: [http://apps.elsevier.es/watermark/ctl\\_servlet?\\_f=10&pident\\_articulo=90010466&pident\\_usuario=0&pcontactid=&pident\\_revista=120&ty=170&accion=L&origen=zona+de+electura&web=www.elsevier.es&lan=es&fichero=120v45n02a90010466pdf001.pdf](http://apps.elsevier.es/watermark/ctl_servlet?_f=10&pident_articulo=90010466&pident_usuario=0&pcontactid=&pident_revista=120&ty=170&accion=L&origen=zona+de+electura&web=www.elsevier.es&lan=es&fichero=120v45n02a90010466pdf001.pdf).

RUIZ SANTIAGO, F. et al. Correlación clínico-radiológica en el dolor lumbar de origen mecánico [en línea]. En: Rehabilitación, Granada – España: Departamentos de radiología, traumatología y rehabilitación, Abril 1998, Vol. 32, N. 4., Hospital de Traumatología. [consultado el 14 de Enero de 2015]. Disponible en Internet: <http://www.elsevier.es/es-revista-rehabilitacion-120-articulo-correlacion-clinico-radiologica-el-dolor-lumbar-13004848>.

SÁNCHEZ G. María J., FORERO H. Santiago. Estudio de las condiciones de trabajo de los conductores de vehículos de carga en Colombia para proponer mejoras en los puestos de trabajo. Tesis de Pregrado. Pontificia Universidad Javeriana. Colombia. 2004.

SANTURIO DÍAZ, José M., FERRERA CUERVO, Amanda, LÓPEZ ARIAS Víctor M. Exposición a vibraciones globales en maquinaria de obra pública [en línea]. España. Universidad De Oviedo, 2003. [consultado 26 de septiembre de 2014]. Disponible en internet: <http://higieneyseguridadlaboralcv.files.wordpress.com/2012/08/exposicic3b3n-a-vibraciones-en-maquinaria-de-obra-pc3bablica.pdf>.

SANTOS Brenda, LARIVIÈRE Christian, DELISLE Alain. et al. Vibration Research Group. A laboratory study to quantify the biomechanical responses to whole-body vibration: The influence on balance, reflex response, muscular activity and fatigue [en línea]. En: International Journal of Industrial Ergonomics, 2008, Vol. 38, p. 626-639. [consultado 12 de Agosto de 2013]. Disponible en internet: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0169814108000322>.

SEIDEL Helmut. On the relationship between Whole – body Vibrations exposure and spinal health risk [en línea]. En: Industrial Health, 2005, Vol. 43, p 361-367. [consultado 4 de Noviembre de 2014]. Disponible en: [https://www.jniosh.go.jp/en/indu\\_hel/pdf/43-3-2.pdf](https://www.jniosh.go.jp/en/indu_hel/pdf/43-3-2.pdf).

SEIDEL Helmut y GRIFFIN, Michael. Vibraciones de Cuerpo Completo. Enciclopedia de Salud y Seguridad en el Trabajo [en línea]. insht.es p 503. [consultado 22 de Octubre de 2013]. Disponible en internet: <http://www.insht.es/InshtWeb/Contenidos/Documentacion/TextosOnline/EnciclopediaOIT/tomo2/50.pdf>.

TABOADELA, Claudio H. Goniometría. Una herramienta para la evaluación de las incapacidades laborales [en línea]. Buenos Aires: Asociart ART, 1a ed. 2007. 60p. [consultado 21 de Mayo de 2015]. Disponible en Internet: <http://amlar-res.com/wp-content/uploads/2012/03/Goniometria.pdf>.

TRILLOS CHACÓN, María Constanza. Evaluación clínica de los trastornos neuromusculoesqueléticos en la columna lumbar. Facultad de Rehabilitación y Desarrollo Humano [en línea]. Bogotá: Editorial Universidad del Rosario, 2009. 38 p. (Serie documentos. Borradores de Investigación; 36). [consultado 25 de Febrero de 2015]. Disponible en Internet: [http://www.urosario.edu.co/urosario\\_files/24/24dc4c49-d467-400b-92a0-8e480e7013d0.pdf](http://www.urosario.edu.co/urosario_files/24/24dc4c49-d467-400b-92a0-8e480e7013d0.pdf).

VILLARROYA A., M.A. Electromiografía Cinesiología. Departamento de Fisiatría, Universidad de Zaragoza [en línea]. Rehabilitación, Vol. 39, No 6. 2005. ). [consultado 25 de Febrero de 2015]. Disponible en: <http://www.elsevier.es/es-revista-rehabilitacion-120-articulo-electromiografia-cinesiologica-13082197>.

VIOSCA HERRERO, Enrique, et al. Valoración funcional. Cuadernos de Biomecánica [en línea]. Instituto de Biomecánica de Valencia. España. 2012. p. 5. [consultado 14 de Enero de 2015]. Disponible en Internet: [file:///C:/Users/HP/Downloads/CuadernoBIOmecanica\\_VF\\_2012\\_web%20\(1\).pdf](file:///C:/Users/HP/Downloads/CuadernoBIOmecanica_VF_2012_web%20(1).pdf).

WHITE A., PANJABI M. Clinical Biomechanics of the Spine, 1990. Citado por RAMÍREZ MORALES, Antonia Cristina. Historia natural de la enfermedad discal y sus modificaciones con las técnicas instrumentadas actuales [en línea]. Tesis Doctoral. España, Universidad de la Laguna, p. 14. [consultado 25 de Febrero de 2015]. Disponible en Internet: <ftp://tesis.bbtk.ull.es/ccppytec/cp219.pdf>.

## ANEXOS

### ANEXO A. ECUACIÓN PARA EL CÁLCULO DE TAMAÑO MUESTRAL

Este parámetro es necesario definirlo para garantizar que la investigación o el estudio tiene seguridad y precisión.

La ecuación para el tamaño de muestra finito y conocido es la siguiente:

$$n = \frac{Z_{\alpha}^2 \times N \times p \times q}{i^2(N - 1) + Z_{\alpha}^2 \times p \times q}$$

Donde:

n: Tamaño Muestral

N: Tamaño de la Población

z: Valor correspondiente a la distribución de Gauss,  $Z_{\alpha=0,095} = 1,96$

p: prevalencia esperada del parámetro a evaluar, en caso de desconocerse (asumida como  $p=0,7$ )

i: error que se prevé cometer si es del 10 %,  $i = 0.1$

## ANEXO B. EDADES Y MEDIDAS ANTROPOMÉTRICAS DE LOS INDIVIDUOS

**Tabla B.1. Población Normal o no expuesta**

INDIVIDUO	EDAD	ANTROPOMETRÍA	
		TALLA (cms)	MASA (Kg)
PS01	54	179	77,2
PS02	22	180	77,5
PS03	21	176	73,3
PS04	37	162	53,2
PS05	36	163	68,6
PS06	46	158	54,5
PS07	19	168	57,4
PS08	29	169	68,7
PS09	20	161	56,5
PS10	24	171	81,3
PS11	47	145	45,4
PS12	21	155	50,8
PS13	54	165	74
PS14	20	164	64,3
PS15	20	174	63,3
PS16	21	178	95,1
PS17	20	173	71,0
PS18	21	162	71,5
PS19	22	162	61,3
PS20	23	158	47,0
PS21	20	168	60,0
PS22	21	157	56,9
PS23	36	156	67,2
PS24	22	165	60,7
PS25	21	164	51,7
PS26	21	156	60,0
PS27	21	171	83,5
PS28	21	157	61,8
PS29	25	170	75,4

**Tabla B.2. Población Trabajadora Expuesta**

INDIVIDUO	EDAD	ANTROPOMETRÍA	
		TALLA (cms)	MASA (Kg)
PTE01	43	159 cm	77 kg
PTE02	53	161 cm	67 kg
PTE03	55	175 cm	91 kg
PTE04	63	172 cm	81,5 kg
PTE05	39	180 cm	81,4 kg
PTE06	34	156 cm	73,5 kg
PTE07	62	165,5 cm	72,5 kg
PTE08	38	160 cm	82,5 kg
PTE09	50	163 cm	61 kg
PTE10	61	165,5 cm	76 kg
PTE11	42	180,3 cm	75,7 kg
PTE12	54	165 cm	69,5 kg
PTE13	59	171 cm	91 kg
PTE14	33	156,5 cm	95 kg
PTE15	54	178 cm	98,7 kg
PTE16	50	167,3 cm	93 kg
PTE17	29	160,6 cm	80 kg

## ANEXO C. CONSENTIMIENTO INFORMADO



### CONSENTIMIENTO INFORMADO

#### TÍTULO DE LA INVESTIGACIÓN:

#### **Efectos de las vibraciones en cuerpo entero en la biomecánica de la columna lumbar en trabajadores del sector de la construcción de la ciudad de Cali**

Gracias por tomarse el tiempo para leer esta información en la cual se explica el propósito de la investigación, describiendo paso a paso los procedimientos a realizarse. Haga las preguntas que requiera para clarificar las dudas que le surjan. A partir de esto usted decidirá si participará en la investigación.

La participación es voluntaria y puede retirarse de la investigación cuando usted lo considere.

Una vez haya entendido de qué se trata la investigación y si acepta participar por favor firme el consentimiento informado, documento del que tendrá una copia.

#### **DE QUÉ SE TRATA LA INVESTIGACIÓN**

Se le hará un registro del movimiento de la columna en 3D utilizando 18 cámaras con luz infraroja. También se tomará un registro de la actividad muscular con 3 electrodos de superficie. Los movimientos que debe realizar son flexión, inclinación y rotación del tronco.

Los datos del registro se procesan en un programa especial que arroja las gráficas comparativas permitiendo evidenciar cómo se desarrollan los movimientos de la columna.

#### **INVESTIGADORES**

Giovanni de Jesús Arias. Ingeniero – Docente Universidad Autónoma de Occidente

Dr. Wilfredo Ágredo. Médico y Cirujano - Docente Universidad Autónoma de Occidente.

#### **¿QUIÉN FINANCIA LA INVESTIGACIÓN?**

La Investigación es financiada por la Universidad Autónoma de Occidente por lo cual usted no deberá realizar ninguna cancelación económica por este procedimiento.

#### **¿POR QUÉ FUE INVITADO PARA PARTICIPAR EN LA INVESTIGACIÓN?**

Usted fue invitado por ser trabajador de la construcción y manejar equipos que generan vibración sobre el cuerpo.

#### **¿USTED QUÉ HARÁ EN LA INVESTIGACIÓN?**

Usted irá a la Universidad Autónoma de Occidente a una sesión de evaluación que durará aproximadamente 40 minutos.



En el laboratorio de biomecánica se realizará un análisis del movimiento en 3D mientras hacen movimientos con el tronco utilizando 13 marcadores reflectivos pegados con cinta doble faz sobre la piel. Debe vestir un short corto. Durante este procedimiento podrá descansar cuando quiera.

**¿CUÁLES SON LOS POSIBLES BENEFICIOS?**

Cuando se haya terminado el procesamiento de los datos usted tendrá información sobre los resultados del análisis de movimiento. Este documento le llegará al correo electrónico que usted suministre.

Además la información recolectada permitirá aportar conocimiento a la evaluación y la intervención de la columna.

**¿CUÁLES SON LOS POSIBLES RIESGOS?**

La colocación de los marcadores con cinta doble faz puede causar irritación en la piel, lo cual se reduce con el uso de crema hidratante posterior al procedimiento.

**¿CÓMO SE ASEGURA QUE LA INFORMACIÓN RECOLECTADA VA A TENER USO CONFIDENCIAL?**

Solo los investigadores involucrados en el proyecto tendrán acceso a la información.

Los datos recolectados no tendrán su nombre y se manejarán a través de códigos. Además toda la información tendrán claves de acceso para aumentar la seguridad de los datos.

Al escribir o hablar de los datos se hará del grupo en general por lo cual no se podrá identificar como individuo en revistas y conferencias.

Los datos se podrán utilizar en investigaciones relacionadas con la temática del análisis del movimiento de la columna manteniendo la confidencialidad de la información.

La información se guardará durante 15 años después de lo cual se destruirá la misma.

**¿QUÉ OCURRIRÁ CUANDO FINALICE LA INVESTIGACIÓN?**

Al terminar el proceso usted recibirá un resumen de los resultados al correo electrónico que usted haya suministrado.

Si usted requiere mas información acerca del proyecto puede contactar al investigador:

Wilfredo Ágredo

PBX 3188000 Ext 11349/11385 [wagredo@uao.edu.co](mailto:wagredo@uao.edu.co)

**DECLARACIÓN DE CONSENTIMIENTO INFORMADO**

Yo, \_\_\_\_\_, identificado con la cédula de ciudadanía número \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_, he comprendido toda la información suministrada acerca de esta investigación y la participación en el mismo. He tenido la oportunidad de hacer preguntas para aclarar dicha información, las cuales han sido respondidas a mi satisfacción. Acepto de plena voluntad la participación en este estudio y autorizo la utilización de los datos recolectados para estudios posteriores. He recibido una copia firmada de este documento.

Como constancia se firma el día \_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_.

\_\_\_\_\_  
Nombre del usuario

\_\_\_\_\_  
Firma

\_\_\_\_\_  
C.C.

\_\_\_\_\_  
Nombre de quien obtiene el consentimiento

\_\_\_\_\_  
Firma

\_\_\_\_\_  
C.C.

\_\_\_\_\_  
Nombre del testigo 1

\_\_\_\_\_  
Firma

\_\_\_\_\_  
C.C.

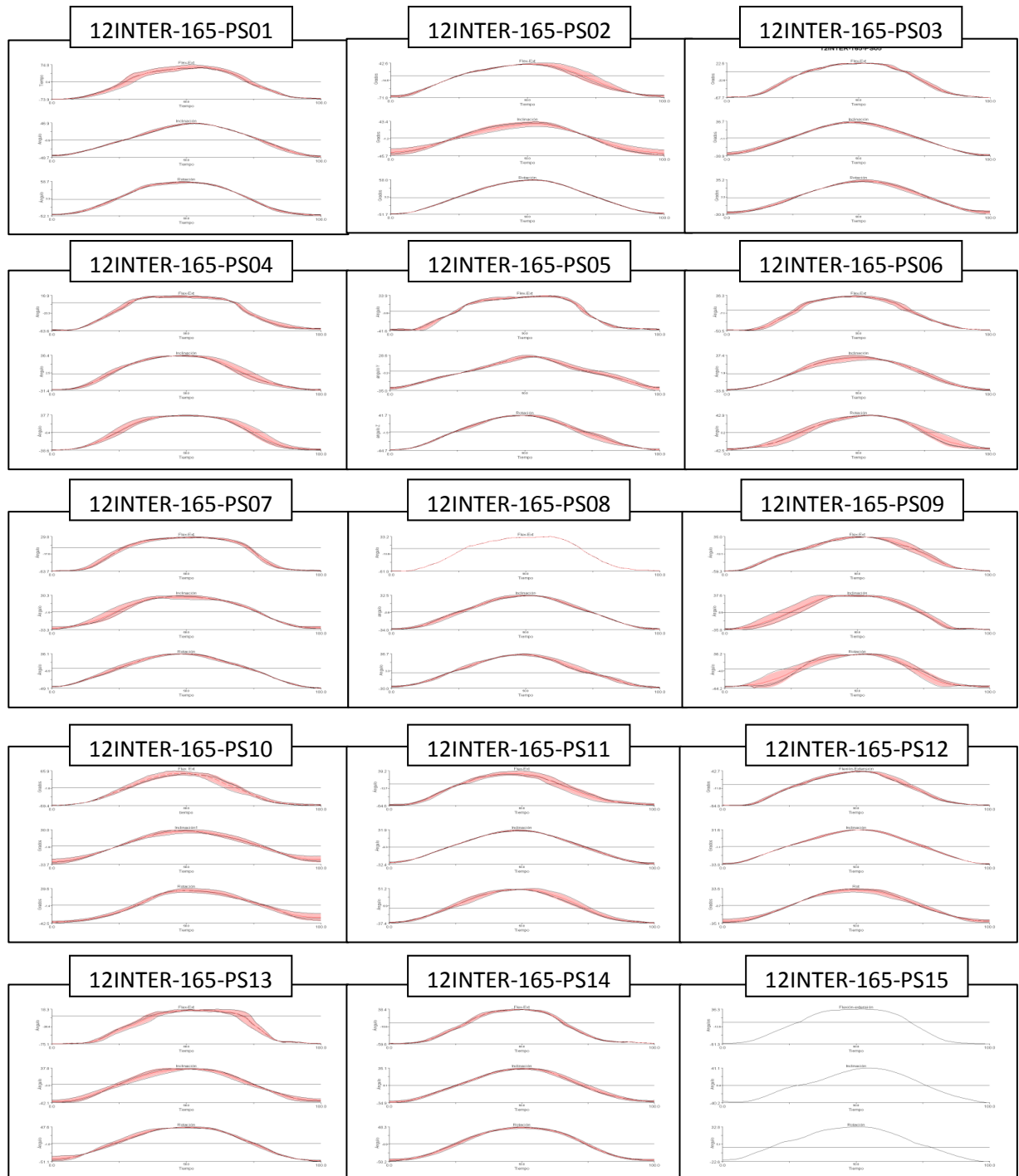
\_\_\_\_\_  
Nombre del testigo 2

\_\_\_\_\_  
Firma

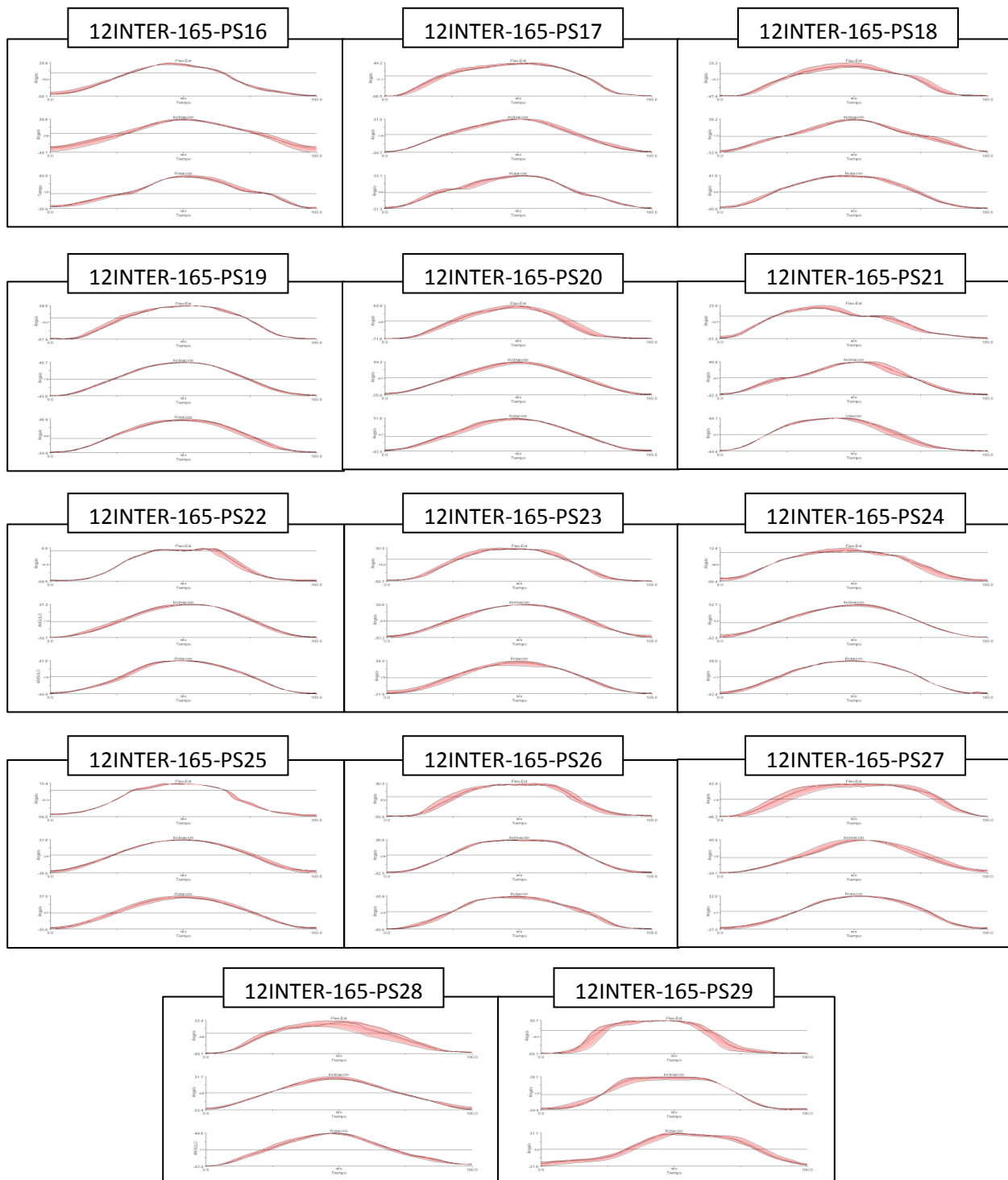
\_\_\_\_\_  
C.C.

## ANEXO D. EVALUACIÓN CINEMÁTICA (ROM) POBLACIÓN MUESTRAL NORMAL O NO EXPUESTA

**Figura D.1. Reportes Gráficos de ROM para la Población Normal o no expuesta (primer grupo de individuos)**

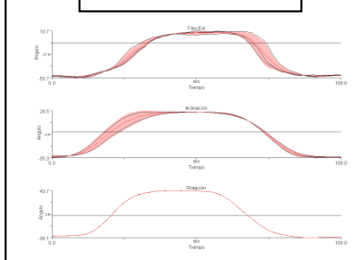


**Figura D.2. Reportes Gráficos de ROM para la Población Normal o no expuesta (segundo grupo de individuos)**

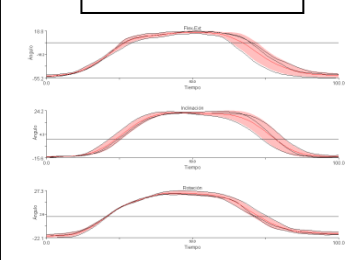


**ANEXO E. EVALUACIÓN CINEMÁTICA (ROM) POBLACIÓN TRABAJADORA  
EXPUESTA**

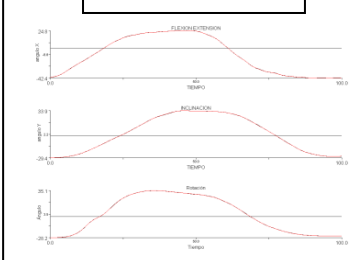
**12INTER-165-PTE01**



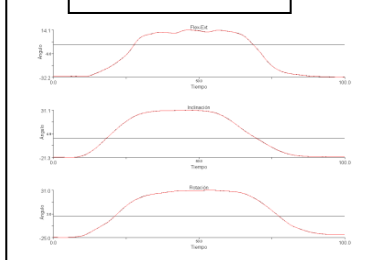
**12INTER-165-PTE02**



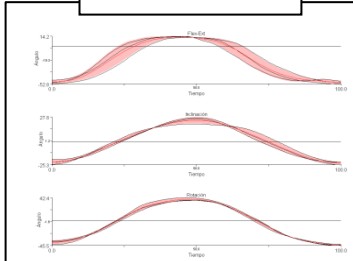
**12INTER-165-PTE03**



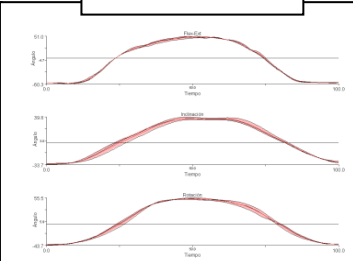
**12INTER-165-PTE04**



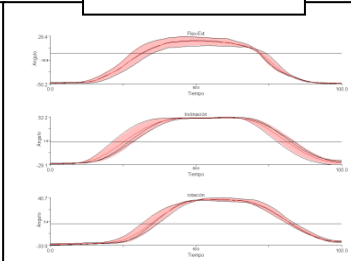
**12INTER-165-PTE05**



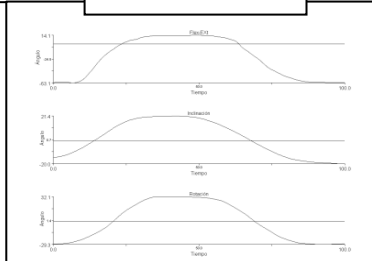
**12INTER-165-PTE06**



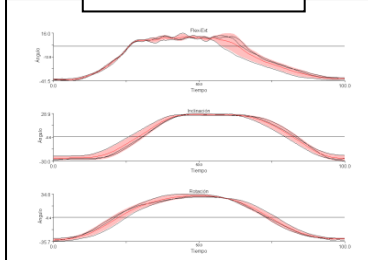
**12INTER-165-PTE07**



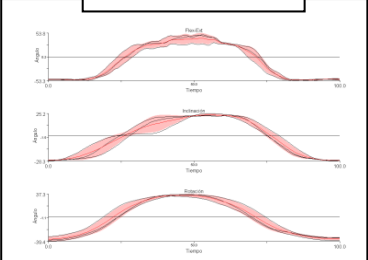
**12INTER-165-PTE08**



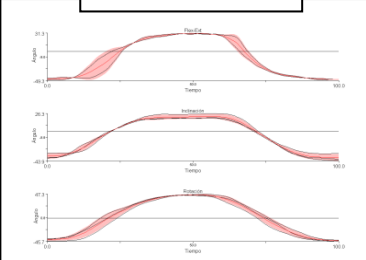
**12INTER-165-PTE09**



**12INTER-165-PTE10**



**12INTER-165-PTE11**

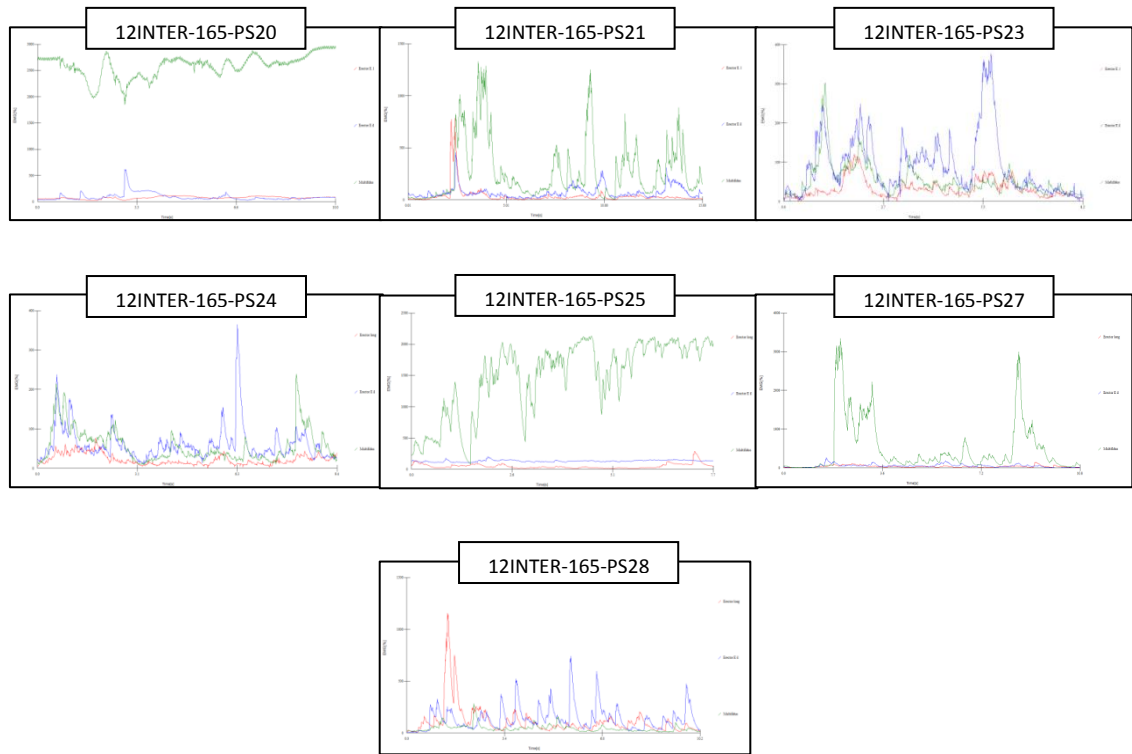


## ANEXO F. SEÑALES ELECTROMIOGRÁFICAS – POBLACIÓN NORMAL O NO EXPUESTA

**Figura F.1. Señales Electromiográficas la Población Normal o no expuesta (primer grupo de individuos)**



**Figura F.2. Señales Electromiográficas la Población Normal o no expuesta (segundo grupo de individuos)**



## ANEXO G. SEÑALES ELECTROMIOGRÁFICAS – POBLACIÓN TRABAJADORA EXPUESTA

